

TRABAJO DE FINAL DE GRADO

**Grado en Ingeniería Mecánica**

**ESTUDIO Y ANÁLISIS DE LAS TENSIONES EN EL HUESO EN  
PACIENTES QUE SUFREN SÍNDROME DE CUSHING  
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**



**Memoria y Anexos**

<b>Autor/a:</b>	Renato Luis Tomé Pereira
<b>Director/a:</b>	Eduardo Soudah Prieto
<b>Convocatoria:</b>	Junio 2020



## Resumen

Actualmente, algunos desconocen muchas de las enfermedades que afectan a las personas. En este documento se habla del Síndrome de Cushing y sobretodo de la osteoporosis, uno de los síntomas que puede causar la extraña patología de Cushing. Se muestra el efecto de la osteoporosis en los huesos, centrado en un estudio de imágenes clínicas de las cabezas de fémur de diferentes pacientes. Con el tratamiento de estas imágenes se consigue un resultado numérico de diferentes parámetros importantes para diagnosticar una posible dolencia relacionada con los huesos. Una vez obtenidos los resultados, se hace una comparativa con un hueso sano y se consiguen diferentes conclusiones de cómo afecta el trastorno en la masa ósea.

Para conseguir los documentos médicos se ha contactado con el hospital Santa Pau y se ha hecho el tratamiento con diferentes softwares, donde se ha hecho la segmentación de la cabeza de fémur y se han realizado los cálculos y gráficas de parámetros como la densidad ósea.

Con los resultados se observa la diferencia entre un paciente sano y uno enfermo, donde los enfermos sufren un problema de masa ósea importante. Finalmente, se concluye que la osteoporosis es un trastorno serio para el conjunto de huesos de las personas y puede causar graves dolencias de manera silenciosa.

## Resum

Actualment, alguns desconeixen moltes de les malalties que afecten a les persones. En aquest document es parla del Síndrome de Cushing i sobretot de l'osteoporosi, un dels símptomes que pot causar l'estranya patologia de Cushing. Es mostra l'efecte de l'osteoporosi en els ossos, centrat en un estudi d'imatges clíniques dels caps de fèmur de diferents pacients. Amb el tractament d'aquestes imatges s'aconsegueix un resultat numèric de diferents paràmetres importants per diagnosticar una possible afecció relacionada amb els ossos. Un cop obtinguts els resultats, es fa una comparativa amb un os sa i s'aconsegueixen diferents conclusions de com afecta el trastorn en la massa òssia.

Per aconseguir els documents mèdics s'ha contactat amb l'hospital Santa Pau i s'ha fet el tractament amb diferents programaris, on s'ha fet la segmentació del cap del fèmur i s'han realitzat els càlculs i gràfiques de paràmetres com la densitat òssia.

Amb els resultats s'observa la diferència entre un pacient sa i un malalt, on els malalts pateixen un problema de massa òssia important. Finalment, es conclou que l'osteoporosi és un trastorn seriós per al conjunt d'ossos de les persones i pot causar greus malestars de manera silenciosa.

## Abstract

Today, some people are unaware of many of the diseases that affect people. In this document we talk about Cushing's Syndrome and above all about osteoporosis, one of the symptoms that can cause the strange Cushing's pathology. The effect of osteoporosis on the bones is shown, centred on a clinical image study of the femoral heads of different patients. With the treatment of these images, a numerical result of different parameters important for the diagnosis of a possible bone-related illness is obtained. Once the results are obtained, a comparison is made with a healthy bone and different conclusions are reached as to how the disorder affects bone mass.

To obtain the medical documents, the Santa Pau hospital was contacted and the treatment was carried out with different softwares, where the femoral head was segmented and the calculations and graphs of parameters such as bone density were made.

The results show the difference between a healthy patient and a sick one, where the patients suffer from a significant bone mass problem. Finally, it is concluded that osteoporosis is a serious disorder for the whole of a person's bones and can cause serious ailments in a silent way.



## **Agradecimientos**

Para la realización de este trabajo el profesor Eduardo Soudah ha sido una pieza fundamental. Agradecer todas las ayudas prestadas y los consejos para conseguir sacar adelante el proyecto.

También se agradece las imágenes médicas de todos los pacientes, facilitadas por el Hospital Santa Pau.







# Índice

<b>RESUMEN</b>	<b>I</b>
<b>RESUM</b>	<b>II</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>III</b>
<b>AGRADECIMIENTOS</b>	<b>V</b>
<b>1. PREFACIO</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación .....	1
1.2. Requerimientos previos.....	1
<b>2. INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
2.1. Objetivos del trabajo.....	3
2.2. Alcance del trabajo .....	4
<b>3. BIOMECÁNICA DEL HUESO</b>	<b>5</b>
3.1. Hueso.....	5
3.1.1. Composición .....	5
3.1.2. Composición celular .....	6
3.1.3. Vida ósea.....	6
3.1.4. Remodelación ósea .....	7
3.1.5. Tipos de tejido óseo .....	8
3.1.6. Fémur.....	10
3.2. Caracterización biomecánica del hueso .....	11
3.2.1. Comportamiento elástico óseo .....	11
3.2.2. Esfuerzo .....	14
3.2.3. Deformación .....	15
3.2.4. Módulo de Young: relación entre tensión y deformación.....	15
3.2.5. Relación entre Módulo de Young, tensión y la densidad aparente .....	17
3.3. Osteoporosis .....	19
3.3.1. Densitometría ósea .....	20
3.4. Síndrome de Cushing .....	22
<b>4. METODOLOGÍA EMPLEADA</b>	<b>24</b>
4.1. Segmentación.....	24
4.1.1. Stradview .....	24
4.2. Obtención de propiedades .....	29

4.2.1.	Stradview.....	29
4.2.2.	GID.....	31
4.2.3.	Bonemat.....	36
4.3.	Esquema de Proceso.....	46
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>48</b>
5.1.	Módulo de Young .....	48
5.1.1.	Imágenes segmentación completa.....	50
5.1.2.	Imágenes segmentación con corte transversal.....	54
5.2.	Densidad .....	57
5.2.1.	Imágenes segmentación completa.....	61
5.2.2.	Imágenes segmentación con corte transversal.....	65
5.3.	Grosor .....	68
5.3.1.	Imágenes segmentación completa.....	70
5.4.	Relación módulo de Young – densidad .....	72
5.5.	Estudio de convergencia.....	78
5.5.1.	Malla de 4,5 mm .....	79
5.5.2.	Malla de 3,5 mm .....	79
5.5.3.	Malla de 2,5 mm .....	80
5.5.4.	Malla de 1,5 mm .....	80
5.5.5.	Malla de 1 mm .....	81
5.5.6.	Malla de 0.75 mm .....	81
5.5.7.	Gráficos de convergencia.....	81
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>85</b>
<b>7.</b>	<b>ANÁLISIS ECONÓMICO .....</b>	<b>87</b>
7.1.	Material y Licencias .....	87
7.2.	Tiempo invertido .....	87
7.3.	Coste total.....	88
<b>8.</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>89</b>
8.1.	Referencias (artículos, libros) .....	89
8.2.	Páginas web .....	90

# **1. Prefacio**

## **1.1. Motivación**

La motivación de este trabajo es la posibilidad de poder hacer un proyecto de ingeniería relacionado con la salud física de las personas. Es muy interesante poder estudiar cómo afecta una enfermedad a nuestros huesos y poder comparar con valores reales la diferencia que existe entre sufrir o no la enfermedad.

## **1.2. Requerimientos previos**

Para poder hacer este proyecto se debe tener ciertos conocimientos aprendidos durante el grado universitario estudiado. Por una parte, se debe tener un conocimiento en interpretación de gráficos i en la comparativa de datos encontrados a lo largo del proyecto. También, hay que conocer los diferentes comportamientos de los materiales frente a posibles ensayos de tensión, así como los diferentes modelos matemáticos que consiguen los valores numéricos de las propiedades del material.

Por otra parte, se debe tener ciertos conocimientos médicos. Conocer la patología estudiada y conocer todos los factores que influyen para poder saber que parámetros son importantes para cuantificar el problema que causa.



## 2. Introducción

El mundo de la ingeniería estudia muchas temáticas y se relaciona con todo tipo de ensayos. En este proyecto se junta el ámbito de la medicina con el estudio de las propiedades mecánicas de los materiales, en concreto de los huesos. El estudio realizado propone extraer información de las propiedades óseas más importantes, a través de imágenes médicas. Toda esta información aporta muchas ventajas, puesto que, combinado con el uso de métodos numéricos permitiría estimar de manera sencilla y experimental el estado de los huesos en pacientes in vivo. También se extraen muchas características de la composición del hueso (propiedades materiales) y sus características geométricas, permitiendo de esta manera poder intuir cómo se comporta el hueso frente a diferentes patologías.

### 2.1. Objetivos del trabajo

En este proyecto se busca cumplir una serie de objetivos, parecidos a otros proyectos centrados en el ensayo mecánico de los materiales. En este trabajo, el objetivo principal es obtener las propiedades mecánicas de los huesos de diferentes pacientes con o sin síndrome de Cushing. Para así conseguir dar a conocer la relación entre la patología de Cushing con una anomalía en el tejido óseo. Este objetivo es muy amplio y para poder mostrar el vínculo se han ido cumpliendo otros propósitos como:

- Estudiar la biomecánica del hueso, ya sea su composición o sus características al soportar diversas tensiones.
- Comparar los valores de la densidad normal o sin rasgos de patología, con los pacientes facilitados.
- Verificar la relación entre el modulo elástico y la densidad, usada por diferentes referencias encontradas y por los softwares utilizados.
- Mostrar la metodología de trabajo de diferentes programas informáticos, que permiten la obtención de las propiedades en cuestión.

Este trabajo se podría catalogar como la primera fase de estudio, de un trabajo mucho mayor. La primera fase que busca encontrar las propiedades mecánicas y relacionarla con diferentes valores estandarizados. Después, la segunda fase o la continuación del estudio actual se trataría de hacer diferentes simulaciones numéricas sometiendo los modelos a diferentes esfuerzos.

## 2.2. Alcance del trabajo

Para conseguir todos los objetivos propuestos en el apartado anterior se han seguido diferentes pautas:

- Primero, se presenta el marco teórico relacionado con los huesos. En este se muestra su composición, sus propiedades mecánicas y sus modificaciones al largo de su vida útil. También se presenta brevemente las dos grandes patologías estudiadas y el ensayo utilizado actualmente para conseguir imágenes tomográficas computacionales. Este primer gran apartado es muy importante para comprender el proyecto.
- A continuación, se presenta detalladamente el procedimiento que se ha seguido para tratar las imágenes médicas, conseguir la representación tridimensional y sus respectivos resultados de las propiedades más importantes. Además, también se explican las ecuaciones matemáticas seguidas por el software para llegar a los valores numéricos y por consiguiente un mapeo sobre la segmentación conseguida.
- En el apartado 5 se presentan los resultados que se han obtenido en el apartado anterior.
- Finalmente, se muestran las conclusiones que se ha podido extraer de todo el trabajo hecho. Además de un análisis económico.

### 3. Biomecánica del hueso

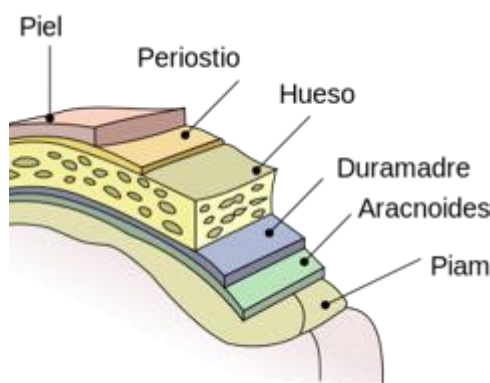
#### 3.1. Hueso

El conjunto de huesos de los seres vertebrados son la estructura rígida que los sostiene. Los ensambles de todos los huesos forman el esqueleto, que aparte de sostener el cuerpo, protegen los órganos sensibles del individuo y permiten el movimiento. El entramado de huesos se conoce como la parte dura o rígida del cuerpo y este está sometido a la carga del conjunto de órganos y músculos que forman el cuerpo humano. Por este motivo, deben tener una buena resistencia a las cargas de tracción y compresión, además de permitir cierta elasticidad.

##### 3.1.1. Composición

El hueso tiene una capa rígida exterior y una matriz de tejido “esponjoso” interno. Este órgano duro está compuesto de tres componentes principales, distribuidos de la siguiente manera: 55% sales minerales, 30 % de colágeno y un 15% de agua. Por una parte, el colágeno es una proteína frágil pero muy resistente y según sus fibras se obtiene un nivel de flexibilidad u otro. Por otra parte, encontramos la *hidroxiapatita* ( $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ) que es un mineral frágil que se forma en los tejidos óseos y que se consigue con la unión de hidróxido de calcio y fosfato cálcico. Según su cristalización se tendrá una dureza y resistencia diferentes.

Es muy importante destacar que los huesos tienen una capa externa denominada periostio. Esta se trata de un revestimiento fibroso por donde circulan vasos sanguíneos y nervios, y permiten una correcta nutrición ósea. Esta capa se tiene que tener en cuenta al observar posibles resultados gráficos de densidad y de módulo de elasticidad, puesto que no ofrecerán valores reales del tejido óseo.



**Figura 1.** Imagen de los diferentes niveles del cuerpo [27]

### 3.1.2. Composición celular

Dentro de los huesos se distinguen cuatro tipos distintos de células. Todas estas células tienen una función diferente y ayudan al mantenimiento del tejido óseo. En la *Tabla 1* se presenta el tipo de célula y su función.

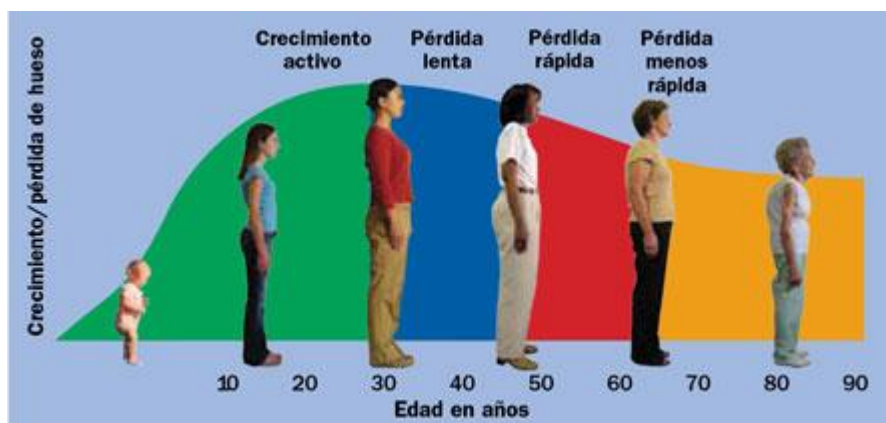
CÉLULA	FUNCIÓN
<b>OSTEOGENAS O OSTÉOPROGENITORAS</b>	Son células madres, que se dividen y forman los osteoblastos
<b>OSTEOBLASTOS</b>	Son las células que se encargan de la formación de la matriz ósea. Estas células sufren un envejecimiento que provoca que maduren y se convierten en osteocitos.
<b>OSTEOCITOS</b>	Son las células maduras y conforman más del 90% del tejido óseo cortical. Permiten el intercambio de nutrientes.
<b>OSTEOCLASTOS</b>	Provocan la destrucción de la matriz ósea más antigua para poder desarrollar una nueva, así permitir la remodelación ósea.

**Tabla 1.** Tipos de célula ósea [21]

### 3.1.3. Vida ósea

La creación de la masa ósea transcurre durante la niñez y la adolescencia, donde el hueso consigue la mayor fuerza y el tamaño más grande. En esta etapa de la vida es cuando se almacena la mayor masa ósea posible y donde la remodelación ósea sucede de manera más efectiva. Alrededor de los 30 años, cuando una persona se encuentra en la edad adulta, el proceso de remodelación deja de ocurrir o es muy deficiente, por tanto, se empieza a perder la masa ósea y la producción de nuevo tejido disminuye notablemente. Por este motivo, es importante almacenar un buen nivel de calcio y obtener la mejor calidad en los huesos para no sufrir una degeneración notable en edades avanzadas.

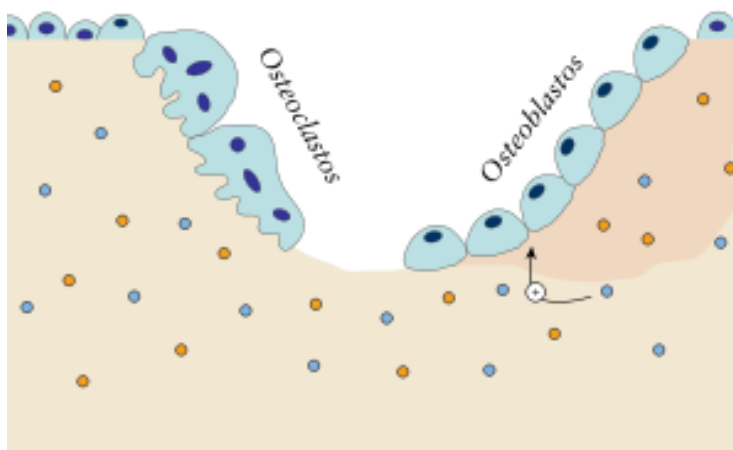




**Figura 2.** Gráfico del crecimiento/perdida de hueso en función de los años [18]

### 3.1.4. Remodelación ósea

Para empezar, el hueso es un tejido que se renueva constantemente, es decir se deshace del hueso viejo y lo reemplaza por hueso nuevo, este proceso recibe el nombre de recambio óseo. Para conseguirlo en el hueso existen dos tipos de células, los osteoblastos y los osteoclastos. Los osteoblastos tienen la función de sintetizar la matriz ósea, son las células encargadas de fabricar los huesos. Por otra parte, los osteoclastos son las células encargadas de degradar y absorber los huesos. En definitiva, una persona que sufre osteoporosis tiene un problema con la remodelación de los huesos.



**Figura 3.** Imagen representativa de las células del hueso [17]

### 3.1.5. Tipos de tejido óseo

Todos los huesos se forman de dos tipos de tejidos. Existe el hueso compacto y el hueso trabecular, el primero se encuentra en la parte externa y el trabecular en la parte interna. Estos tipos de tejidos tienen diferentes funciones y diferentes distribuciones.

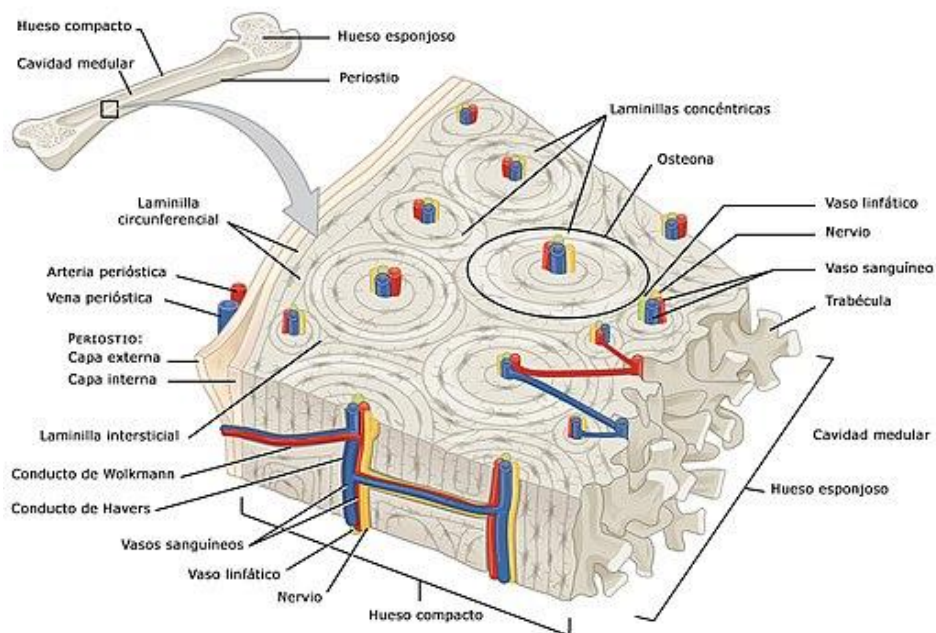


**Figura 4.** Representación de la diferencia entre hueso esponjoso y compacto [21]

#### 3.1.5.1. Tejido óseo cortical o compacto

El tejido compacto se encuentra en la parte externa de todo el esqueleto humano y es el que proporciona protección, soporte y resistencia a las diferentes tensiones a las cuales se someten. Está formado por una serie de cilindros paralelos compuestos de láminas concéntricas colocadas con un cierto orden, donde cada capa se superpone sin dejar huecos, únicamente permitiendo una porosidad de entre 5-10%. Esta porosidad permite la existencia de los canales de Havers. Este tipo de tejido más rígido se encuentra en las diáfisis (cuerpo) de los huesos largos, en las partes más estrechas y supone 80% del tejido de todo el esqueleto humano.

Los canales de Havers son los encargados de permitir el paso de los vasos sanguíneos y las fibras nerviosas a través del hueso, que permiten la nutrición de las células óseas y las transmisiones de señales al sistema nervioso. Estos canales se encuentran en el centro de las osteonas, es decir, las láminas de forma circular rodean el canal, son entre 4 a 20 por canal y todas tienen fibras de colágeno que su posición determina su resistencia mecánica. Atravesando las osteonas se conectan entre sí los canales de Havers, lo hacen a través de los conductos Volkmann para

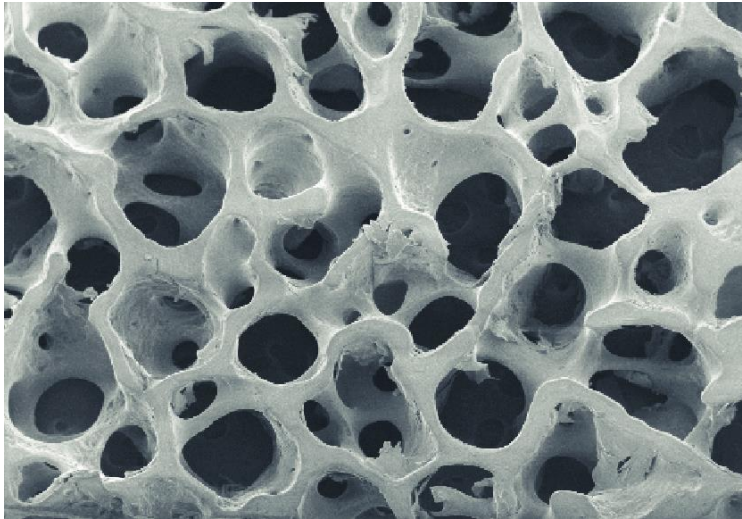


**Figura 5.** Esquema del tejido compacto [23]

### 3.1.5.2. Tejido óseo trabecular o esponjoso

El tejido esponjoso se encuentra en el interior de la mayoría de las epífisis de los huesos largos, donde se permite el intercambio de nutrientes y se forman células sanguíneas. Este tipo de tejido siempre está rodeado por el hueso compacto y se puede encontrar en las vértebras, en las costillas, en el cráneo y en los huesos de las articulaciones. Las laminillas se encuentran formando trabéculas sin ningún orden, dispuestas de manera irregular forman una estructura con agujeros de una porosidad entre el 50-90%, muy similar a la forma de una esponja. Esto permite que entre los huecos se encuentre médula ósea roja.

Este tipo de estructura aparte de permitir el paso de la medula roja consigue aligerar la masa del esqueleto, del cual forma un 20%. Al ser más suave y más débil que el hueso compacto añade flexibilidad y fuerza, que permite una mayor amortiguación de tensiones repentinas transmitiendo la carga entre sus entramados.

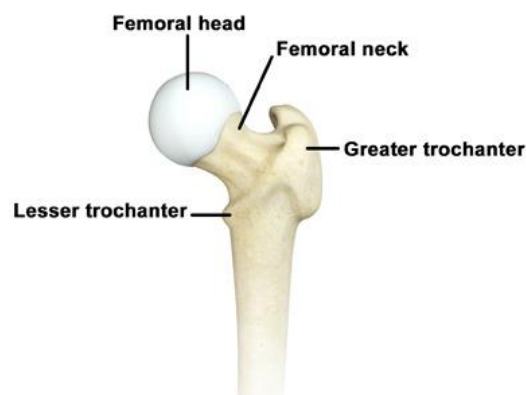


**Figura 6.** Imagen del entramado trabecular del hueso esponjoso [24]

### 3.1.6. Fémur

En el proyecto actual se hace un estudio de los huesos, en concreto se hace un estudio en la parte superior del fémur. Se estudia la epífisis de fémur derecho de cada uno de los pacientes facilitados por el hospital de Santa Pau

El fémur es un hueso situado en la parte inferior del cuerpo humano, más concretamente a la altura del muslo. Se trata del hueso más largo y el más fuerte del esqueleto humano. La parte superior de este es la epífisis donde se encuentra la cabeza y el cuello anatómico. Esta parte se une con el hueso coxal en la cadera. La cabeza de fémur tiene un revestimiento de tejido óseo compacto, dentro se encuentra tejido esponjoso [13].



**Figura 7.** Epífisis del fémur [20]

## 3.2. Caracterización biomecánica del hueso

### 3.2.1. Comportamiento elástico óseo

Es muy importante saber las características de los huesos y conocer cómo afectan las posibles cargas que se le aplican a lo largo de su vida. Por todo esto a lo largo de los años se hacen muchos estudios de la anisotropía ósea ya sea a través de los elementos finitos o con ensayos experimentales.

Como se ha comentado anteriormente, se sabe que el hueso es una estructura heterogénea, anisótropa y que varía según el individuo, la edad, el sexo, etc. Además, se sabe que depende del tejido óseo se tendrá más rigidez o más flexibilidad.

Gracias a todos los estudios realizados se concluye que los huesos tienen un comportamiento viscoelástico y no lineal. A pesar de su comportamiento, para facilitar los estudios biomecánicos se permite considerar el hueso como un material elástico e lineal, lo que se aproxima de regularmente a la realidad salvo en caso de situaciones de impacto. Por eso se puede conocer la conducta con la ley de Hooke:

$$[\sigma] = C[\varepsilon] \quad (\text{Eq. 1})$$

Donde:

- $[\sigma] = [\sigma_{11} \ \sigma_{22} \ \sigma_{33} \ \sigma_{23} \ \sigma_{13} \ \sigma_{12}]$ , representa el vector de tensión.
- $C_{ijkl}$ , es la matriz de rigidez de dimensión 6x6, con 36 elementos i de rango 4.
- $[\varepsilon_{km}] = [\varepsilon_{11} \ \varepsilon_{22} \ \varepsilon_{33} \ \varepsilon_{23} \ \varepsilon_{13} \ \varepsilon_{12}]$ , representa el vector deformación.

Los tensores de esfuerzos y deformación son simétricos, sumado a que la matriz de rigidez también presenta simetría  $C_{ijkl} = C_{klij}$  (procesos de carga-deformación son fenómenos conservativos), se deduce que puede haber hasta 21 constantes elásticas linealmente independientes. Solo existen estas 21 constantes cuando se considera el hueso es totalmente anisótropo.

La matriz de rigidez se puede simplificar o anular algunos de los elementos según la diferencia de comportamientos elásticos. Si se define un mismo comportamiento elástico o una simetría elástica en todo el hueso muchos elementos de la matriz quedan anulados o se forman combinaciones lineales entre elementos.

Los estudios óseos se realizan teniendo en cuenta ciertas características del comportamiento elástico, entre estos hay estos métodos de estudio:

1. En el primero de los casos se considera el sólido elástico homogéneo lineal. Tiene la misma simetría elástica en todas las direcciones, lo que define un material isótropo. En este caso la matriz de rigidez queda reducida a 2 constantes independientes, el módulo de Young y el coeficiente de Poisson.

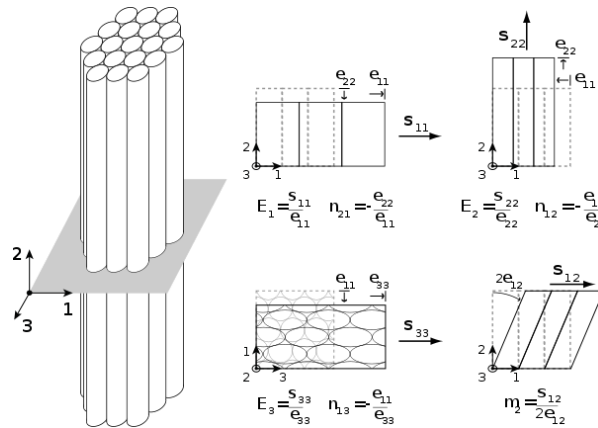
$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{12} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 2})$$

Donde:

$$c_{11} = \frac{E}{1 - \mu^2} \text{ y } c_{12} = \frac{\mu \cdot E}{1 - \mu^2} \quad (\text{Eq. 3})$$

- $E$  y  $\mu$ , son el módulo de Young y el coeficiente de Poisson respectivamente.

2. En el segundo caso se considera un sólido elástico, homogéneo lineal y transversalmente isótropico. Los materiales transversalmente isótropicos tienen un plano isótropico donde sus características no varían, y dos planos que tiene los mismos valores de elasticidad. Un claro ejemplo es el de la *Figura 8*.



**Figura 8.** Ejemplo de material transversalmente isótropico [25]

Cuando se encuentra este caso la matriz de rigidez tiene 5 constantes independientes, las cuales dependen de los módulos de Young, los coeficientes de Poisson y el módulo de elasticidad transversal. La matriz de rigidez queda de la siguiente forma:

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 4})$$

Donde las incógnitas que definen las constantes son:

- Módulos de Young :  $E_x = E_y$  (*transversal*),  $E_z$  (*longitudinal*)
  - Coeficientes de Poisson:  $\mu_{xy}$ ,  $\mu_{xz} = \mu_{yz}$
  - Módulo de elasticidad transversal:  $G_{xz} = G_{yz}$
3. El tercero e último caso se considera un sólido elástico homogéneo lineal ortotrópico. Los materiales ortotrópicos tienen 3 planos de simetría elástica diferenciados, por ese motivo la matriz de rigidez cuenta con 9 constantes linealmente independientes. Estas constantes vienen determinadas por los módulos de Young, los coeficientes de Poisson y el módulo de elasticidad transversal

$$C = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{23} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{23} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 5})$$

Donde las incógnitas que definen las constantes son:

- Módulos de Young :  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$
- Coeficientes de Poisson:  $\mu_{xy}$ ,  $\mu_{xz}$ ,  $\mu_{yz}$
- Módulo de elasticidad transversal:  $G_{xy}$ ,  $G_{xz}$ ,  $G_{yz}$

Entre los tres casos comentados hay estudios que afirman que el primero de los casos de considerar el modelo elástico isotrópico es idealizar demasiado el comportamiento real del tejido óseo. El segundo de los casos, el modelo del transversalmente isotrópico, es aceptado y semejante a la realidad para los huesos largos, como puede ser el fémur. Finalmente, el modelo ortotrópico es el mejor para huesos vertebrales por la variedad de características según la dirección.

### 3.2.2. Esfuerzo

Se conoce como esfuerzo la fuerza que actúa sobre un cuerpo para deformarlo, es decir la resistencia interna que tiene un objeto a una fuerza según su superficie. Para conseguirlo se le aplican fuerzas a tracción, compresión, flexión, cortantes o de torsión. Se puede conocer el estrés soportado con la siguiente relación [7]:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (\text{Eq. 6})$$

Donde:

- $F$ , es la fuerza aplicada en  $N$
- $A$ , es el área donde se aplica la fuerza en  $m^2$
- $\sigma$ , es el esfuerzo en  $N/m^2$  o  $Pa$

En el caso de los huesos o de la epífisis del fémur en concreto, se debe tener varias consideraciones para calcular la resistencia que puede soportar a una fuerza. Para ello se considera el hueso como un modelo tridimensional de geometría arbitraria sometida a fuerzas externas en equilibrio. Para simplificar el cálculo de su esfuerzo, se considera un cubo de tamaño reducido del volumen del sólido con las caras paralelas a los planos de un eje del sistema cartesiano. En cada cara de este cubo se someten unas tensiones diferentes, que gracias al sistema cartesiano se pueden descomponer y transformarse en componentes normales y tangenciales.

Respetando lo explicado se podrá calcular los esfuerzos realizados en los diferentes puntos del hueso, siguiendo la teoría Euler Bernouilli:

$$\sigma(x, y, z) = \frac{N_x(x)}{A} + \frac{z \cdot I_z - y \cdot I_{yz}}{I_z \cdot I_y} \cdot M_y(x) - \frac{y \cdot I_y - z \cdot I_{yz}}{I_z \cdot I_y - I_{yz}^2} \cdot M_z(x) \quad (\text{Eq. 7})$$

Donde:

- $I_y$  e  $I_z$ , momentos de inercia de los ejes Y y Z
- $I_{yz}$ , producto de inercia de los ejes Y y Z
- $M_y(x)$  y  $M_z(x)$ , movimientos flectores de Y y Z respecto a X
- $N_x(x)$ , esfuerzo axial

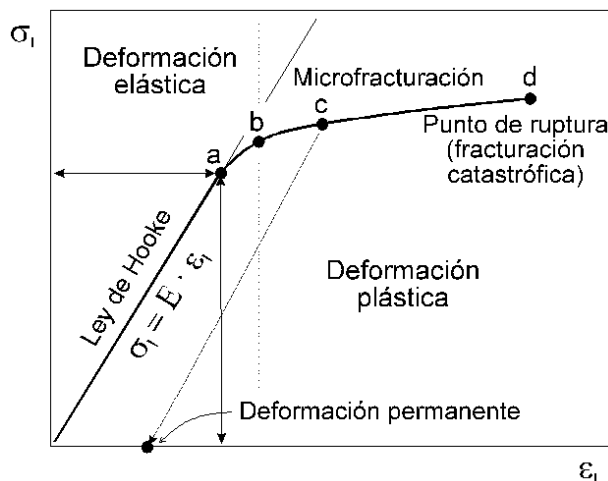


### 3.2.3. Deformación

Las deformaciones en los materiales son la consecuencia de aplicar una cierta fuerza. Cuando se aplica una fuerza en un material empotrado o con imposibilidad de movimiento, empieza a deformarse según se aumente la fuerza hasta un punto de ruptura. Una deformación puede resultar diferente según la dirección en la que se aplique la fuerza, puede haber deformaciones normales o tangenciales, que provocaran diferentes cambios geométricos en el modelo.

### 3.2.4. Módulo de Young: relación entre tensión y deformación

Es evidente que existe una relación entre la tensión y la deformación viendo las definiciones de cada una de las propiedades. Actualmente se estudia la rigidez de los materiales sometiéndolos a tensiones y observando el comportamiento que presentan a estas. [7] Estos ensayos de tracción consisten en aumentar gradualmente el esfuerzo que debe resistir el material hasta el punto de ruptura. Los resultados obtenidos se presentan en un gráfico de la tensión en función de la deformación y la mayoría presentan una curva similar con dos etapas de comportamiento del material distinto. Se observa un ejemplo de curva en la *Figura 9*.



**Figura 9.** Curva de la tensión en función de la deformación [26]

Los dos comportamientos que sufre el material según aumenta la tensión son:

- **Deformación elástica:** Se encuentra al principio de la curva. Al ser una deformación característica de un material elástico, si se deja de aplicar la carga el objeto volverá al estado inicial, a lo que se refiere al tamaño y forma. La curva presenta una forma lineal que permite la aplicación de la ley de Hooke y dónde la pendiente de esta corresponde al módulo de Young.

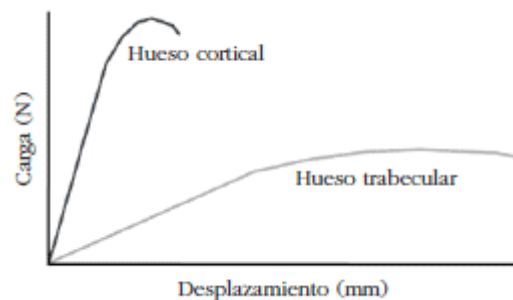
$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

(Eq. 8)

Donde:

- $\sigma$ , tensión
- $E$ , módulo Young
- $\varepsilon$ , desplazamiento
- Deformación plástica: Empieza al límite elástico del material y acaba en su rotura. En esta parte de la curva el material ya no conseguirá la forma y tamaño inicial al eliminar las cargas.

Como se ha explicado anteriormente existen dos tipos de tejidos en los huesos y estos no tienen las mismas características. Esto también se ve reflejado en las curvas de tensión deformación como se observa en la siguiente *Figura 10*.



**Figura 10.** Comparación de la curva de la tensión-deformación entre el tejido hueso cortical y el tejido trabecular [26]

Se observa la gran diferencia entre las dos curvas. Por una parte, la representación del hueso cortical mucho más alta y con poca deformación plástica, que indica que tiene mucha rigidez y que es necesaria una carga grande pero no soporta mucho las deformaciones plásticas y rompe. Por otra parte, el hueso trabecular sigue una línea más aplanada indicando que es una materia menos rígida y permite deformación antes de la ruptura. Esto implica que el módulo de Young del hueso compacto sea mucho mayor que el del trabecular, puesto que la rigidez que representada por su valor.

#### 3.2.4.1. Valores medios estudiados

Los valores de densidad ósea normalmente se presentan en gramos en función del área, y se estudia un posible grado de osteoporosis a través de la desviación estándar. En este trabajo se trabaja con valores de densidad volumétrica en  $g/cm^3$ , que corresponden a un estudio TQC. Como se ha dicho anteriormente el estudio más usado y aceptado en el fémur por la OMS es la densitometría de rayos X dual. El estudio de tomografía cuantitativa está pensado para comprobar el hueso trabecular de la

columna, para ver el nivel de la enfermedad complementando el primer análisis. Es muy extraño valores de densidad del fémur en  $g/cm^3$  ya que siempre se hace el estudio comparando con los valores t-score y el estudio en función del área es más preciso.

En este proyecto se trabaja con valores en  $g/cm^3$ , ya que no se consigue un estudio densiométrico real, no está al alcance público conocer los valores de la población joven para calcular la desviación estándar. Por este motivo, se estudiará los resultados obtenidos fijándose en los valores normalizados en la *Tabla 2*, conseguidos del estudio [6]. Con esta clasificación, las imágenes y los resultados se podrá valorar el hueso sano o el hueso enfermo.

	Hueso trabecular del fémur
Densidad aparente $g/cm^3$	0,43 $\pm$ 0,15
Módulo de Young (MPa)*	1947,89 $\pm$ 800

**Tabla 2.** Valores normales del hueso trabecular [6]

\*Calculado a través de la ecuación usada en *Bonemat*, para la facilidad de comparativa de resultados.

Por otra parte, el estudio del hueso cortical con los estudios cuantitativos no está muy normalizado, pero se conocen los siguientes valores normalizados.

	Hueso cortical del fémur
Densidad aparente $g/cm^3$	1,9
Módulo de Young (MPa)*	17825,46

**Tabla 3.** Valores normales del hueso cortical [6]

\*Calculado a través de la ecuación usada en *Bonemat*, para la facilidad de comparativa de resultados.

### 3.2.5. Relación entre Módulo de Young, tensión y la densidad aparente

Existen ecuaciones que relacionan que relacionan el módulo de Young y la tensión con la densidad aparente [5]. Estas ecuaciones son diferentes en función al tejido ósea estudiado y la dirección de la fuerza.

- Hueso compacto

- Axial

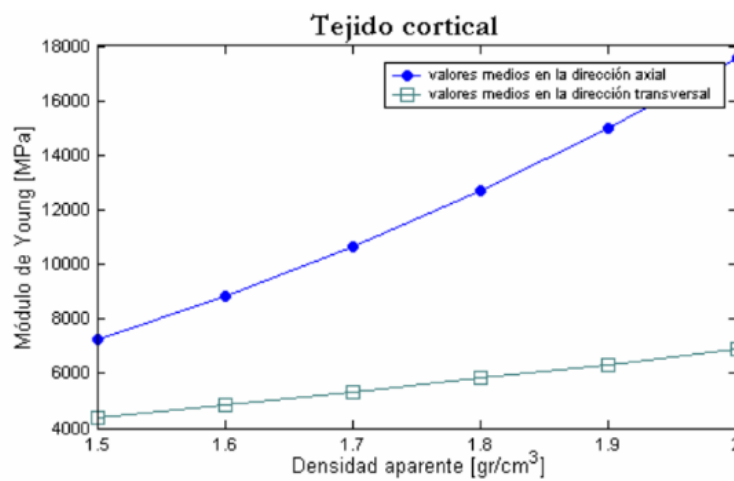
$$E \text{ (MPa)} = 2065 \cdot \rho^{3,09} \quad (\text{Eq. 9})$$

$$\sigma \text{ (MPa)} = 72,4 \cdot \rho^{1,88} \quad (\text{Eq. 10})$$

- Transversal

$$E \text{ (MPa)} = 2314 \cdot \rho^{1,57} \quad (\text{Eq. 11})$$

$$\sigma \text{ (MPa)} = 37 \cdot \rho^{1,51} \quad (\text{Eq. 12})$$



**Figura 11.** Gráfico módulo de Young-densidad aparente en el tejido cortical en dirección axial y transversal. Valores tomados por Wirtz et al [5]

- Hueso trabecular

- Axial

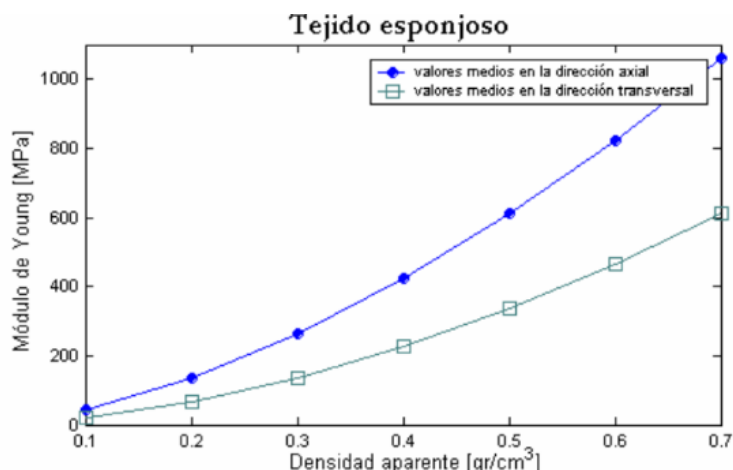
$$E \text{ (MPa)} = 1094 \cdot \rho^{1,64} \quad (\text{Eq. 13})$$

$$\sigma \text{ (MPa)} = 40,8 \cdot \rho^{1,89} \quad (\text{Eq. 14})$$

- Transversal

$$E \text{ (MPa)} = 1157 \cdot \rho^{1,78} \quad (\text{Eq. 15})$$

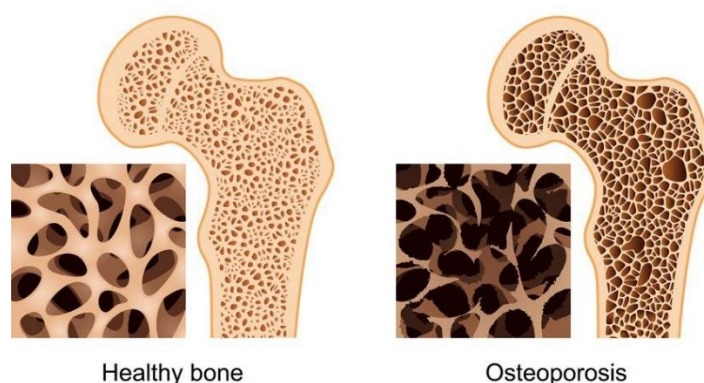
$$\sigma \text{ (MPa)} = 21,4 \cdot \rho^{1,37} \quad (\text{Eq. 16})$$



**Figura 12.** Gráfico módulo de Young-densidad aparente en el tejido esponjoso en dirección axial y transversal. Valores tomados por Wirtz et al [5]

### 3.3. Osteoporosis

La enfermedad llamada osteoporosis se caracteriza por la disminución de la masa ósea y un desgaste de la micro arquitectura. En un ámbito científico se puede traducir en huesos con una densidad anómala respecto a los huesos que presenta un paciente sano. Este problema en los huesos causa fragilidad en los huesos aumentando así la posibilidad de poder sufrir fracturas.



**Figura 13.** Imagen comparativa de un hueso sano con uno enfermo [16]

La patología puede pasar desapercibida para la persona que la sufre. Normalmente se descubre el padecimiento de la enfermedad posteriormente a una fractura, donde se estudia el porqué de la fractura y suelen aparecer los casos en edades avanzadas o en mujeres que sufren menopausia [2]. También, se conoce que influyen los factores genéticos y hereditarios a la hora de padecer este trastorno conjuntamente con una mala alimentación o llevar un estilo de vida muy sedentario.

Para entender realmente que sucede en los huesos de las personas afectadas hay que fijarse en la composición de los huesos. El problema es la no regulación de osteoclastos o la falta de osteoblastos, hay un desequilibrio entre estas dos células y no se consigue un buen recambio óseo. En las personas sanas existe un porcentaje de células parecido, en una persona enferma no hay esa igualdad o control.

Esta enfermedad está relacionada con el Síndrome de Cushing por un factor que causa el cortisol en una de las células comentadas. El cortisol afecta directamente al proceso de la remodelación ósea. Aumenta el tiempo de absorción de hueso, quitándole importancia al de la creación del nuevo. Es decir, los osteoclastos trabajan mucho más que los osteoblastos, por tanto, poco a poco habrá una pérdida progresiva del hueso. Por eso, se habla de una falta de equilibrio entre las dos células implicadas en el proceso.

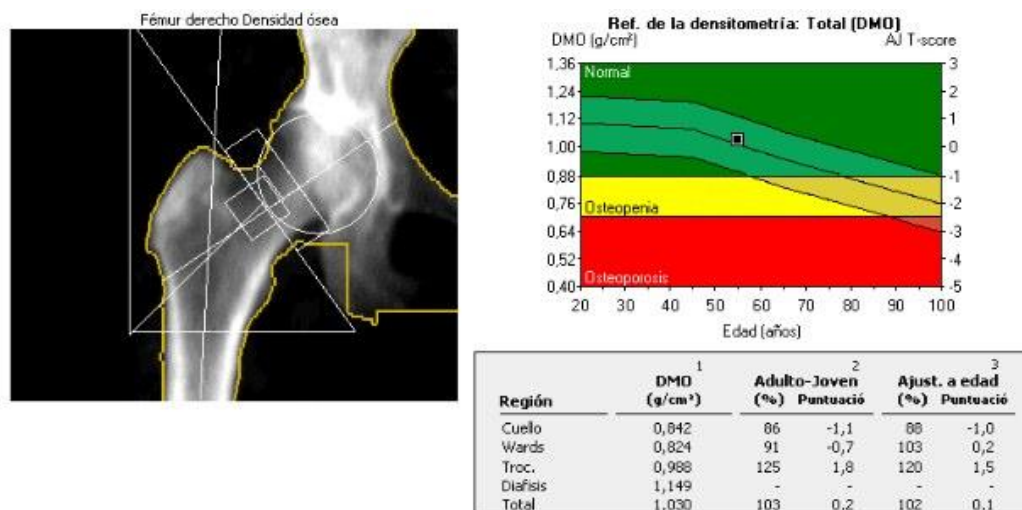
### 3.3.1. Densitometría ósea

Para poder hacer un estudio de la calidad de los huesos hay que saber los niveles normales de masa ósea o de densidad que informan de la calidad de los huesos. Actualmente, cuando se tiene una fractura o se tiene una sospecha de padecer osteoporosis se hace un análisis de la densidad mineral ósea (DMO) [4]. Este se llama densitometría y ayuda a prevenir el riesgo de padecer una rotura o para hacer un seguimiento del avance de una posible medicación de la osteoporosis.

La DMO mide la cantidad de minerales que contiene el hueso en cuestión. En lo general se centra en medir la cantidad de calcio y de fósforo y tiene unas unidades en  $g/cm^2$ . Relaciona los gramos de minerales con el área donde se haga la prueba.

La densitometría tiene diversos métodos de empleo, pero el más utilizado y reconocido por la OMS es la absorciometría de energía dual de rayo X (DXA). Este examen, utiliza radiación ionizante en bajas dosis. Se dice que se usa una energía dual puesto que se utilizan dos haces de rayos X, uno de ellos absorbido por las partes blandas (órganos, músculos o diferentes tejidos) y el otro por los huesos.

Los resultados obtenidos del DXA son los valores DMO, que se deberán comprobar con los datos de la población control. Se puede comparar con dos tipos de datos y se obtiene los resultados *t-score* o *z-score*. Los primeros corresponden a cotejar los valores con valores medios del mismo sexo de la población joven de entre 20 a 39 años. Los segundos son muchos más precisos, puesto que, se contrastan con población de la misma edad y sexo que el paciente. Estos resultados se obtienen en formato de desviación estándar (DE) respecto al valor medio. Se puede observar en la siguiente *Figura 14*.



**Figura 14.** Gráfico de DMO y DE en función de los años [19]

Como se observa en la *Figura 14* el valor obtenido se encuentra en el apartado verde donde no hay ningún síntoma de densidad ósea deficiente. Según la OMS, se pueden clasificar las personas en cuatro tipos según su nivel de DMO, mostrado en la *Tabla 4*. Cabe recordar que esta clasificación viene pronosticada a través de los valores de *t-score* obtenidos.

Diagnostico	Valores respecto DE <i>t-score</i>
Normal	$DMO > -1$
Osteopenia	$-1 > DMO > -2,5$
Osteoporosis	$DMO \leq -2,5$
Osteoporosis grave	$DMO \leq -2,5 + fractura$

**Tabla 4.** Diagnóstico del paciente según la DE con los valores de la población joven [12]

Gracias a los valores que facilita la *Tabla 4* se puede diagnosticar un problema en la densidad ósea. A través de la gráfica de la *Figura 14* se consigue saber que desviación estándar que existe y se pueden catalogar con estos resultados con la tabla. Si el valor DMO tiene un DE respecto *t-score* mayor que -1 tiene un nivel de densidad normal. Si el valor esta entre -1 y -2,5, el paciente sufrirá osteopenia, esto significa que la persona tiene una densidad ósea inferior a la normal, pero sin llegar a padecer

osteoporosis. Cuando los valores son inferiores a -2,5 se considera que se sufre osteoporosis y se agrava si existen roturas óseas en la persona examinada.

### 3.4. Síndrome de Cushing

El síndrome estudiado en el trabajo consiste en un trastorno hormonal causado por unos niveles elevados de cortisol. El cortisol es una hormona, producida por las glándulas suprarrenales, que tiene varias funciones en nuestro cuerpo. Entre estas funciones se encuentra el incremento de azúcar en sangre, la supresión del sistema inmunitario, ayudar el metabolismo de las grasas, las proteínas y los carbohidratos ingeridos y también disminuye la formación ósea. Por lo tanto, es importante tener un nivel controlado de esta hormona.

La causa más común de padecer este tipo de patología es la consumición frecuente de medicamentos que contengan dosis de glucocorticoides, que son cantidades de cortisol o cortisona. Los fármacos con este tipo de hormona son comunes ya que ayudan a la reacción de nuestro organismo ante una crisis o un ataque y tienen un efecto antiinflamatorio muy importante y muy rápido. La función que cumplen es almacenar azúcares en sangre para reforzar el sistema inmunológico y actuar en caso de emergencia o de peligro para nuestro organismo.

Los pacientes diagnosticados del síndrome de Cushing, sufren el alto nivel de esta hormona. Aunque el cortisol sea imprescindible para el funcionamiento correcto del organismo humano un alto nivel tiene causas muy dañinas. Los síntomas de los enfermos de esta patología son: alto nivel de azúcar en sangre, aumento de la presión arterial, alta producción de vello, generación de estrías en la piel de abdomen u osteoporosis.



**Figura 15.** Imagen descriptiva de síntomas del Síndrome de Cushing [15]



Entre todos los síntomas que puede provocar, en este trabajo se estudiara el problema que pueda causar en los huesos. Como se ha citado anteriormente el cortisol en exceso provoca una disminución en la formación ósea, lo que está completamente relacionado con la posibilidad de padecer osteoporosis. El trabajo se centrará en el estudio de huesos con esta patología, de los cuales se podrá estudiar la debilidad que pueden mostrar comparado con un hueso sin ningún tipo de defecto.

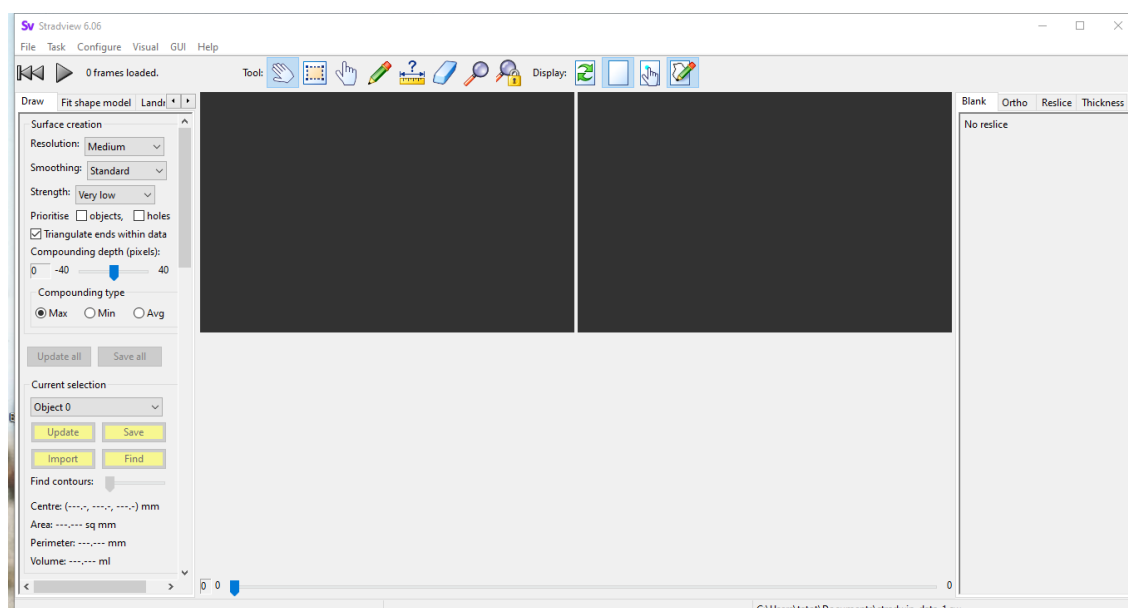
## 4. Metodología Empleada

### 4.1. Segmentación

#### 4.1.1. Stradview

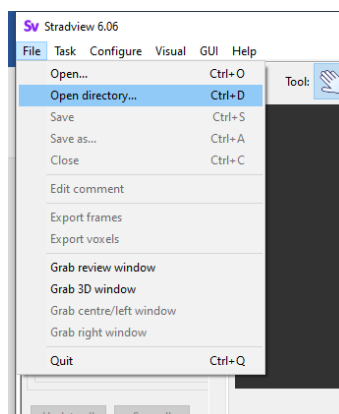
Para la realización de las pruebas en las diferentes imágenes médicas de pacientes que padecen osteoporosis ligado al síndrome de Cushing, se ha usado un software llamado “Stradview”. Se trata de una herramienta que permite visualizar imágenes médicas a través de datos DICOM. También produce modelos en 3D de estas imágenes y con ellas hace un mapeo óseo que se puede exportar gráficamente.

Para empezar con el tratamiento de las imágenes debe obtener el programa citado, que se puede obtener gratuitamente a través del siguiente link (<https://mi.eng.cam.ac.uk/Main/StradView>). Cuando se ejecute la interfaz se observa una pestaña igual a la *Figura 16*.



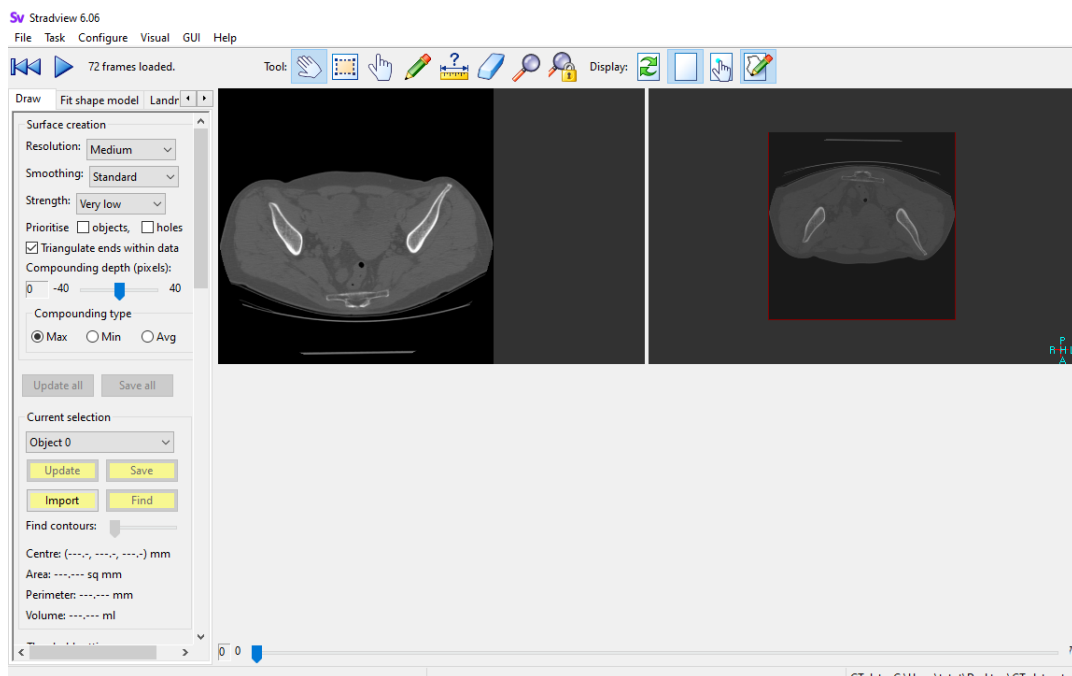
**Figura 16.** Imagen *Stradview*

Una vez aquí se debe entrar las respectivas imágenes DICOM de cada paciente, para poder empezar el trabajo de segmentación de la cabeza del fémur. Para ello, se insertan las imágenes a través de la pestaña *File* que se encuentre en la parte superior de la pantalla y en *Open directory* se buscara la carpeta en la computadora donde se esté trabajando. También, se puede acceder directamente a través de *Ctrl+D*.



**Figura 17.** Imagen *Stradview*

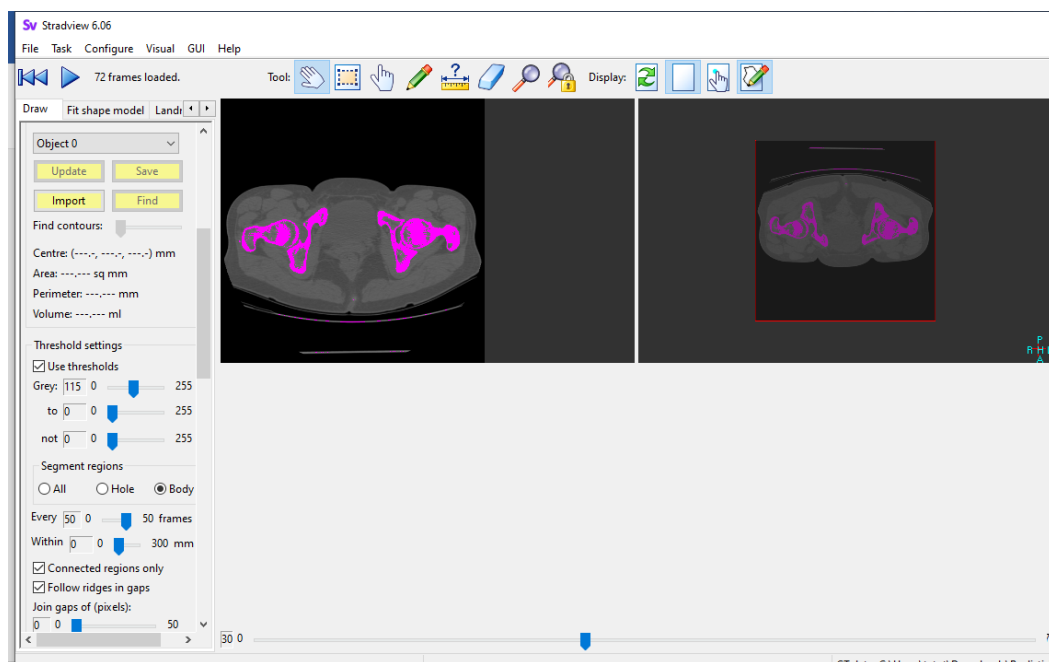
Cuando las imágenes hayan entrado en la interfaz se visualizarán en el centro de la pantalla. En el primer rectángulo de la izquierda se observan la imagen correspondiente al paciente en cuestión. En el segundo rectángulo se observará la misma imagen, pero estará insertado en un espacio 3D donde poco a poco se irá viendo el resultado de la segmentación. Para cada paciente se obtienen imágenes de los huesos de la cadera a diferentes niveles o alturas, para observar cada una de las imágenes, hay una barra en la parte inferior de la pantalla que permite ir cambiando de imagen para poder posicionarse en cualquier altura de la cadera. Se puede observar en la *Figura 18* los elementos descritos.



**Figura 18.** Imagen *Stradview*

La segmentación de la cabeza del fémur se debe realizar de cada una de las imágenes, es decir, se debe seleccionar el contorno del hueso deseado en cada uno de los niveles. Por ejemplo, en este caso hay 72 imágenes obtenidas de la cadera del paciente, se debería segmentar en cada una de estas ilustraciones la parte de la cabeza del fémur que se quiere obtener en la representación 3D. Para conseguirlo se deben seguir las diferentes etapas:

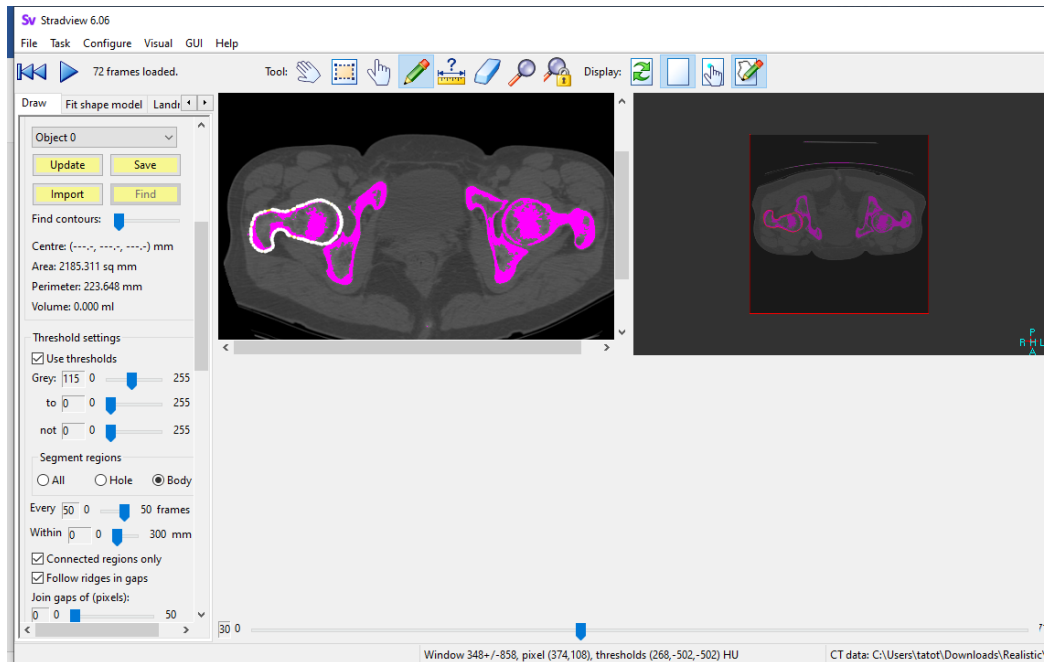
1. En la pestaña encontrada en la izquierda de la pantalla se debe seleccionar la opción *Draw*. En esta pestaña hay varias opciones, hay que marcar la opción *Use Thresholding* y modificar la primera de las barras para conseguir un resultado parecido al de la *Figura 19*. Se puede observar cómo queda seleccionado de color lila la parte de los huesos que interesan para poder hacer una buena segmentación del fémur. También, se debe marcar la opción de *Body* en el apartado de *Segment regions*, de esta manera permitirá seleccionar únicamente los bordes de la superficie del hueso de cada imagen. Posteriormente, esto conseguirá que la segmentación 3D sea la adecuada.



**Figura 19.** Imagen *Stradview*

2. Cuando se consigue el *Threshold* indicado para tener una visión correcta del hueso, se usará la opción del lápiz que se encuentra en la parte superior. Con ella se seleccionará la parte de la cabeza del fémur. Como se ve en la *Figura 20*, queda seleccionado todo el borde del hueso deseado. En algunos casos, la selección de los bordes del hueso no es la deseada puesto que el programa no reconoce a la perfección todos los posibles agujeros internos del hueso que se

forman con el *Threshold*. La opción lápiz utilizada no solo permite seleccionar el objeto deseado, sino que permite editar la selección echa automáticamente como uno quiera. Con la ayuda de la opción de goma se pueden eliminar todo lo que se crea que se ha seleccionado erróneamente. Cabe recordar que se debe seleccionar el borde de los huesos de todas las imágenes, pasándolas de una en una con la barra inferior, ya comentado en apartados anteriores.



**Figura 20.** Imagen *Stradview*

3. Cuando se consigue el borde del hueso en cada imagen se observa a la izquierda el conjunto de resultados encontrados a cada altura. Con esto, se puede intuir ya el perfil que va a tener la segmentación conseguida.

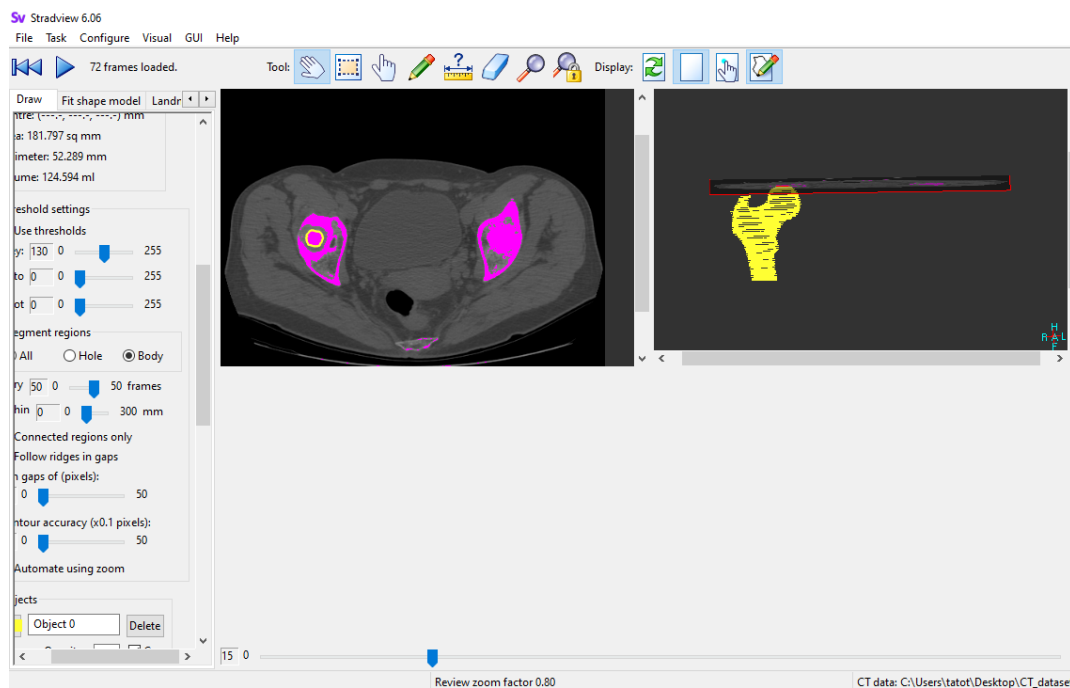


Figura 21. Imagen Stradview

4. Para seguir con el proceso, se actualizarán todos los datos en la opción *Update all* para conseguir finalmente el modelo en 3D. Se obtendrá el modelo 3D de la cabeza de fémur con el que a posteriori se realizarán los diferentes estudios de densidad o de masa ósea. Antes de empezar con la obtención de datos se guardan los resultados en la opción *Save* en formato *VRML*.

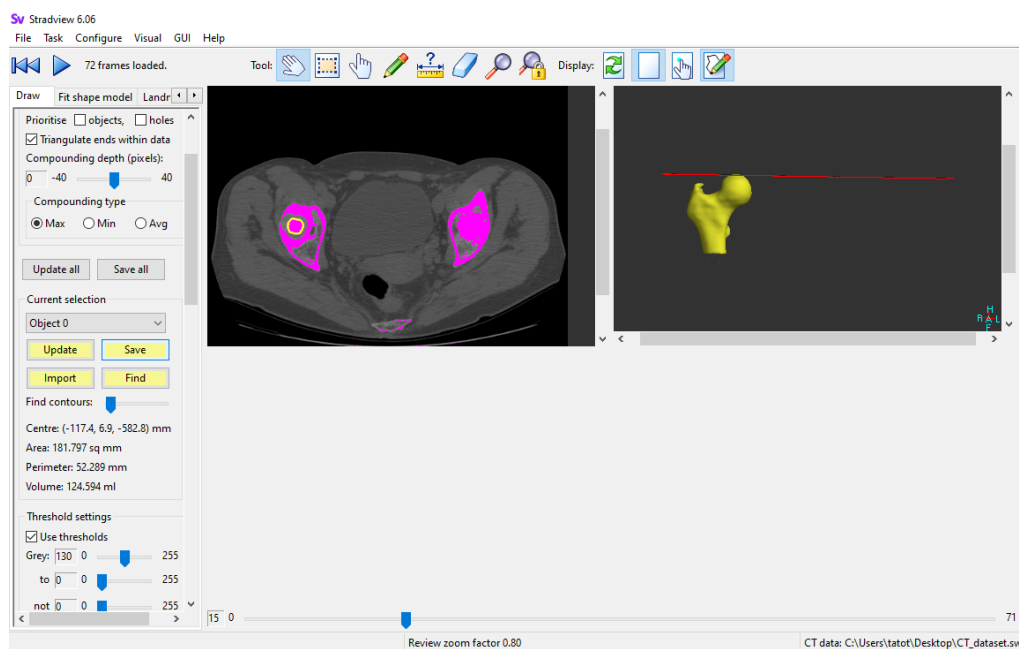


Figura 22. Imagen Stradview

## 4.2. Obtención de propiedades

### 4.2.1. Stradview

Conseguida la segmentación de la cabeza del fémur se empezará el estudio de propiedades de esta. Gracias al programa se consiguen mapas de colores sobre la figura 3D que proporcionan información sobre la densidad y el grosor que tiene el hueso del paciente de las imágenes. Además, aporta un gráfico entre la densidad estimada en función al grosor real y el valor de la densidad cortical. Para obtener los datos citados habrá que realizar las siguientes operaciones:

1. Primero, en la habrá que escoger la ventana de *Thickness* en la parte izquierda. Cuando se accede cambia el decorado y aparece en la parte baja de la pantalla un espacio donde se presentará un gráfico de la densidad respecto a la posición de la cabeza del fémur, una vez estimado la densidad cortical. Para hacerlo, se seleccionará la opción *Estimate cortical density* y en este caso se ha elegido usar la técnica *CBM v2* [28]. Se ha escogido esta técnica puesto que según las ayudas del software es el mapeo de hueso cortical más avanzado y el más utilizado en la mayoría de sus estudios clínicos. Fue descrito en un artículo de 2015 en Medical Image Analysis y es el más reciente de los otros métodos existentes.

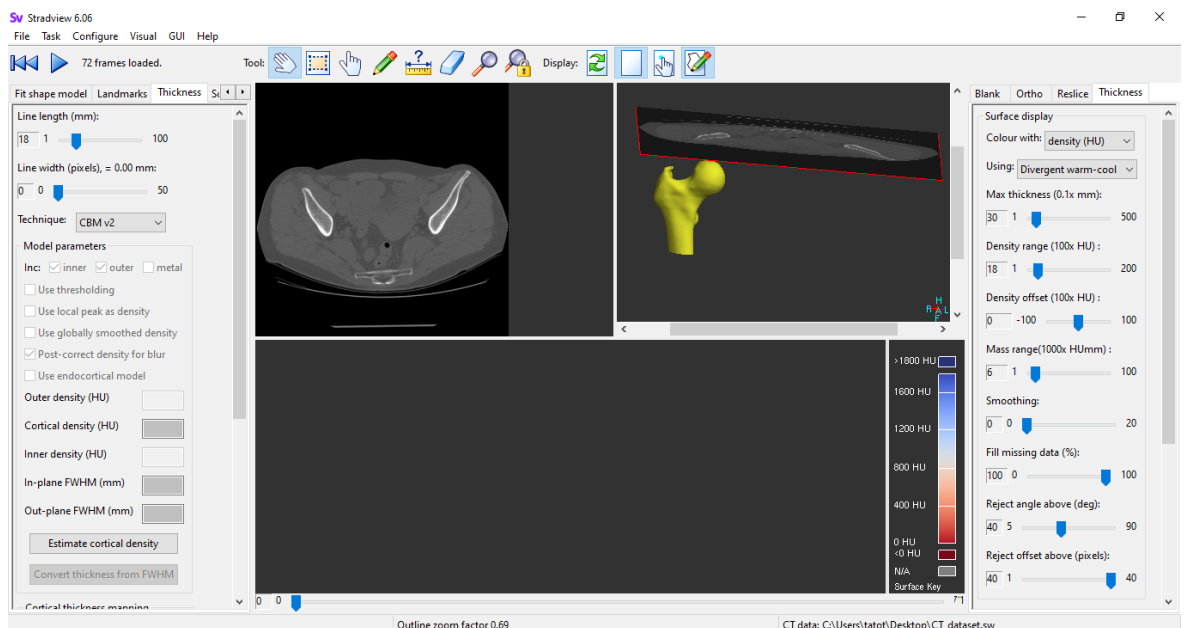
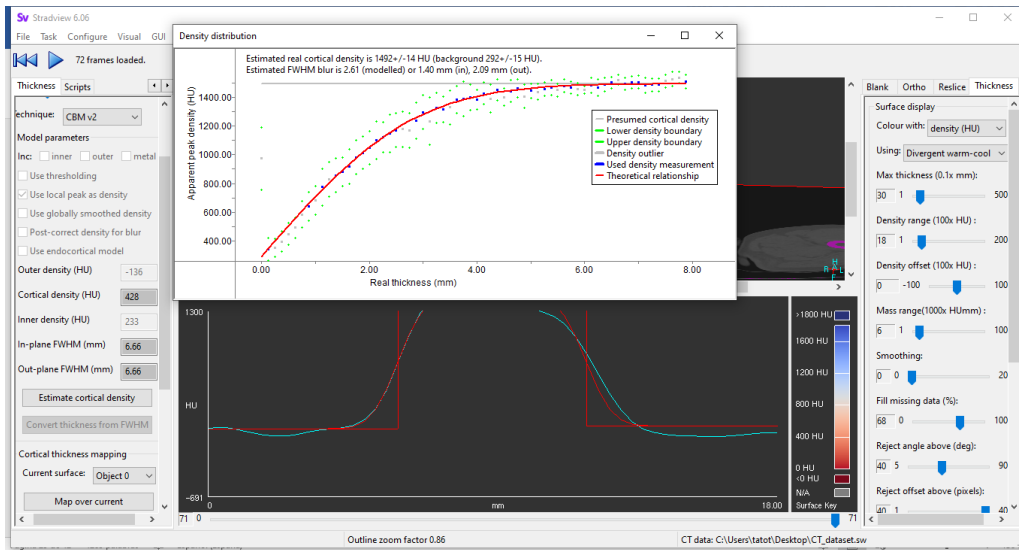


Figura 23. Imagen Stradview

1. Al finalizar la estimación cortical, el programa presenta el gráfico que relaciona el pico de densidad aparente en HU respecto al grosor real en *mm*. También, ofrece el valor de la densidad cortical en la parte izquierda (que se actualiza al cerrar el gráfico) y se observa que

en la parte baja de la *Figura 24* se presenta una representación de la densidad según su posición en el hueso.



**Figura 24.** Imagen *Stradview*

- Finalmente, para lograr las representaciones de la densidad y grosor sobre la representación 3D se deberá modificar varios parámetros de ambas pestañas situada en los laterales. Por un lado, en la ventana izquierda se tendrá que elegir el *Object 0* entre las *Current Surface*, donde se ha guardado anteriormente la segmentación hecha. Entre las opciones de *Map Direction* se usará el *Smoothed*. Después se hará el *Map over current* que calculará los valores deseados sobre la imagen 3D conseguida anteriormente. Los resultados se podrán guardar gracias al *Save results for current* y contiene tanto la imagen como resultados numéricos. Por otro lado, en la ventana derecha se puede elegir con que valores colorear la superficie y que colores usar. En este caso, se usará los valores de *density (HU)* y *thickness (mm)* con diferentes colores para poder diferenciar mejor las gráficas. Todas las opciones que se encuentran después sirven para magnificar la escala que se desea para poder trabajar. La primera barra sirve para el grosor, la segunda para la densidad y la cuarta para la masa. Las otras opciones no hace falta variar-las para el proyecto actual.



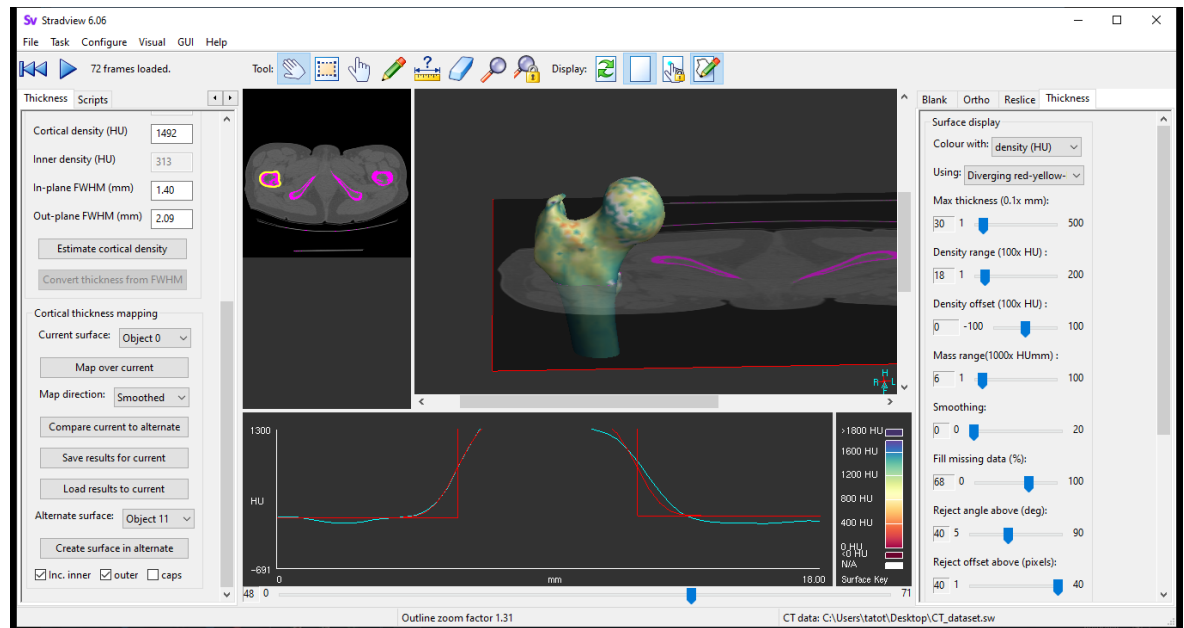


Figura 25. Imagen Stradview

#### 4.2.2. GID

El programa *GID* es un software muy común en diferentes ámbitos de la carrera universitaria de un ingeniero. Diseñado en Barcelona por el equipo de CIMNE (*Center for Numerical Methods in Engineering*), consigue cubrir las necesidades que surgen cuando se trabaja en una simulación numérica. Se consigue el programa de manera gratuita en el link (<https://www.gidhome.com/download/>) a través de una licencia de prueba de 30 días. En este caso, se ha usado diferentes opciones necesarias para extraer información de la segmentación hecha anteriormente con *Stradview*.

La finalidad de utilizar *GID* en este trabajo es de conseguir una malla compatible con *Bonemat*, un programa que permitirá conseguir los valores de densidad, con los que se podrá contrastar con los anteriores ofrecidos por *Stradview*, y también ofrece los valores del módulo de Young. Además, permitirá hacer cortes transversales en los mapas de colores, que da información suplementaria de las características internas del hueso.

Con este programa se harán las siguientes iteraciones:

1. Para empezar, se abre el programa y se introduce el archivo *VMRL* guardado anteriormente. Se introduce a través de *Archivo > Importar > Malla VMRL*. Se observa la malla conseguida de la segmentación. De esta, se debe hacer una superficie a través con tal de poder hacer una superficie a través de los elementos insertados.

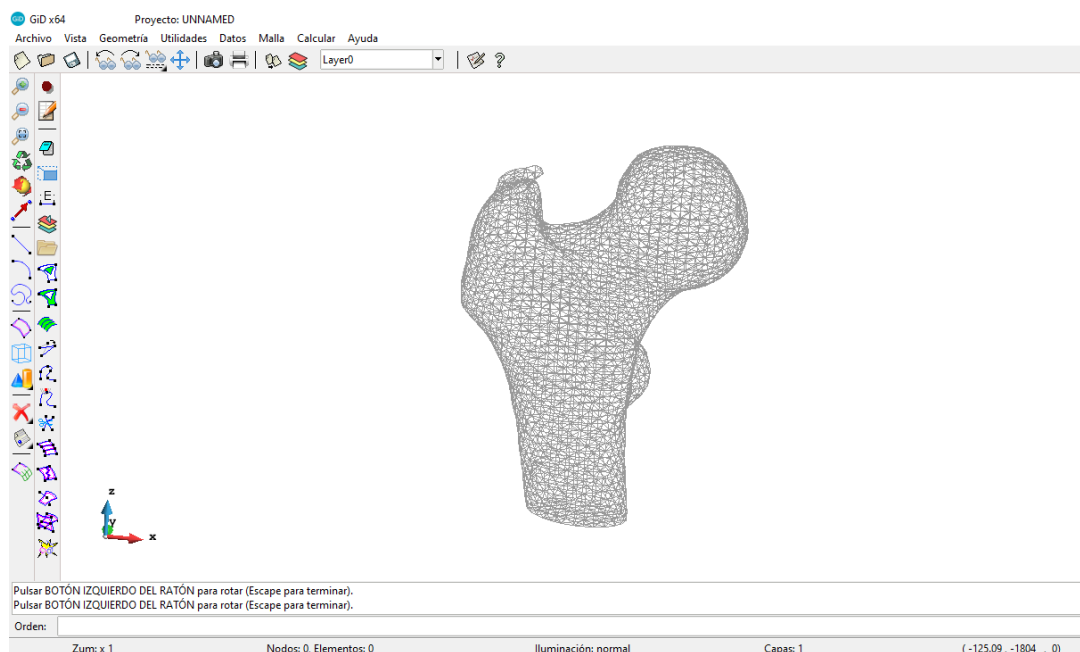


Figura 26. Imagen GID

- Para poder hacer esta nueva superficie se debe ir al menú *Geometría > Crear > Geometría a partir de malla > Un elemento – una superficie*. Se selecciona todo el entramado y se acepta el proceso presionando *ESC*.

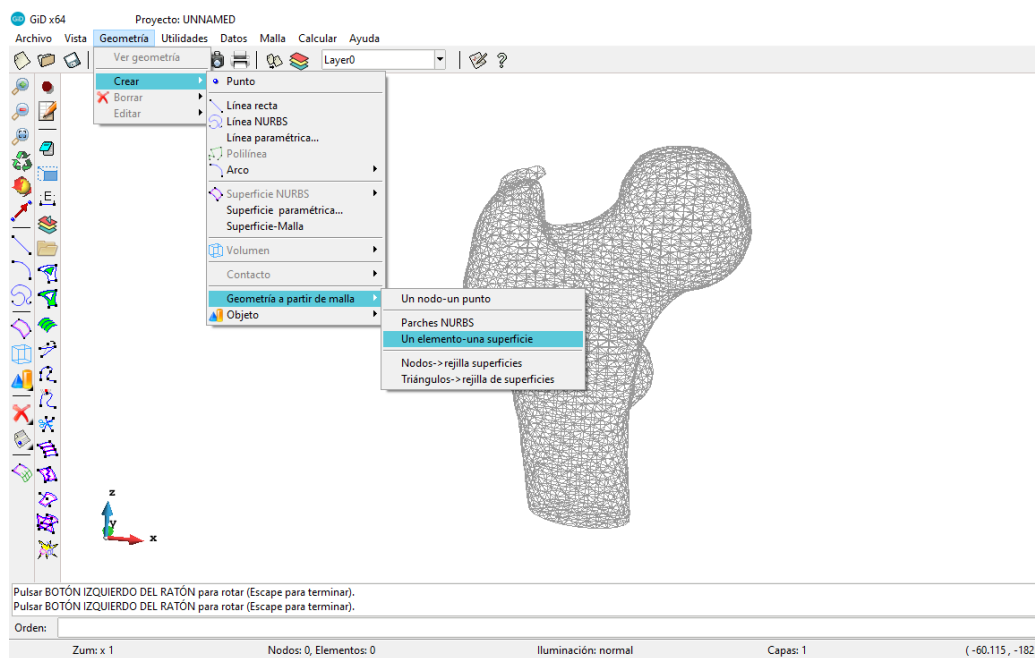
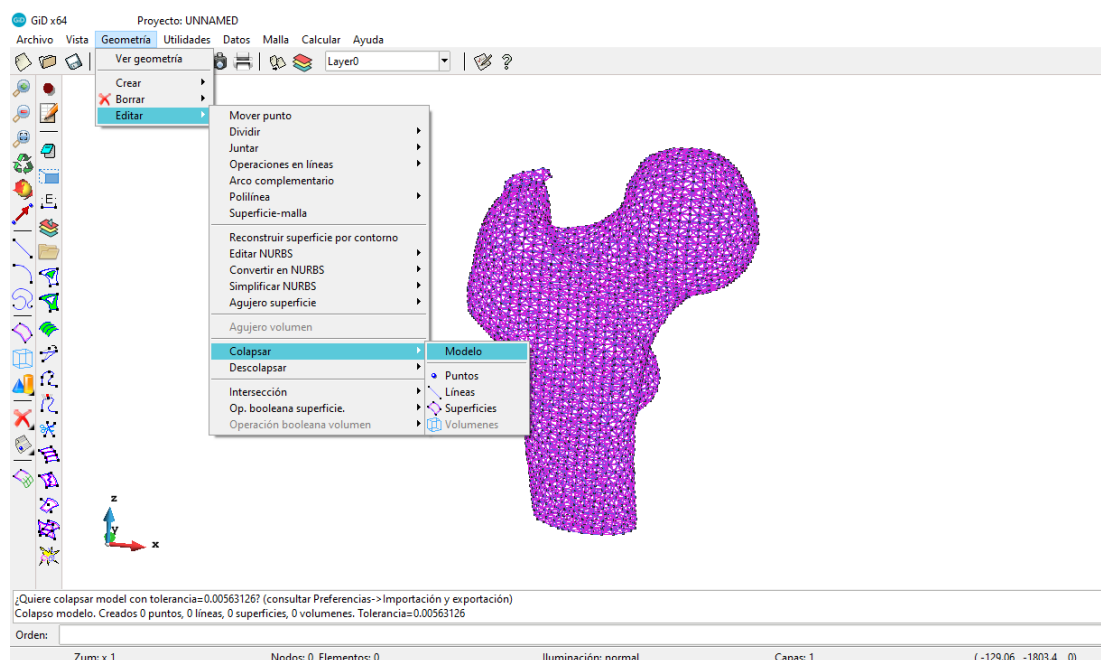


Figura 27. Imagen GID

- Para comprobar que la superficie se ha realizado sin ningún problema se hace un colapso del modelo, que permitirá saber si hay errores o puntos repetidos y en el caso de haberlos solucionar los posibles fallos. Para ello se debe ir a *Editar > Colapsar > Modelo*. Se obtendrán los resultados en la parte cuadro de dialogo inferior de la pantalla. En este caso, no notifica ningún problema ni ninguna modificación, por tanto, se puede continuar con el proceso de mallado.



**Figura 28.** Imagen *GID*

- Para seguir, se forma un volumen a través de la superficie. Para ello se usa la opción de *crear volumen*, que se encuentra en la parte izquierda y sale representada por un cubo azul. Se seleccionan todos los puntos y se acepta la creación del volumen presionando *ESC*.

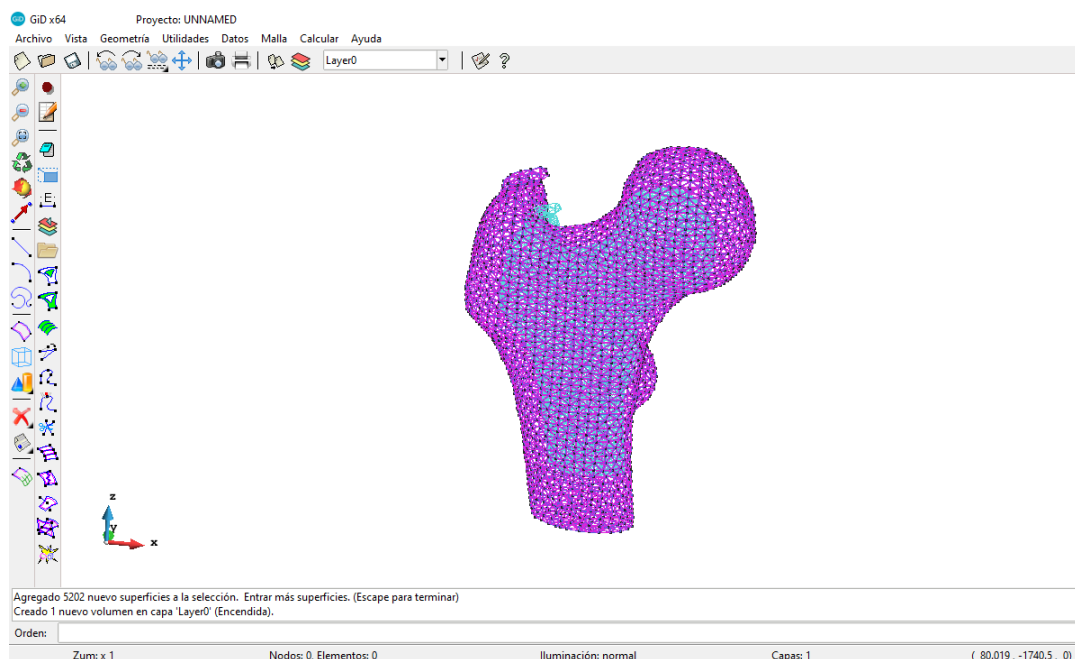


Figura 29. Imagen GID

5. Antes de hacer la malla, se escoge tipo Cartesiano, para ello se abre la ventana de *Preferencias* que se encuentra en las opciones de *Utilidades*.

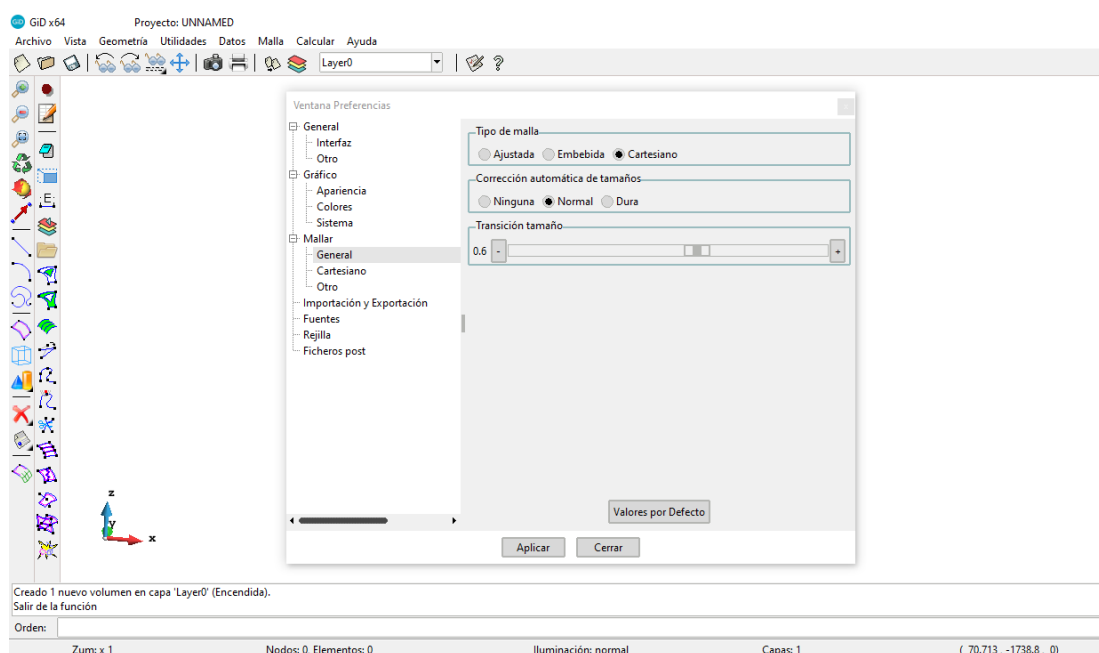
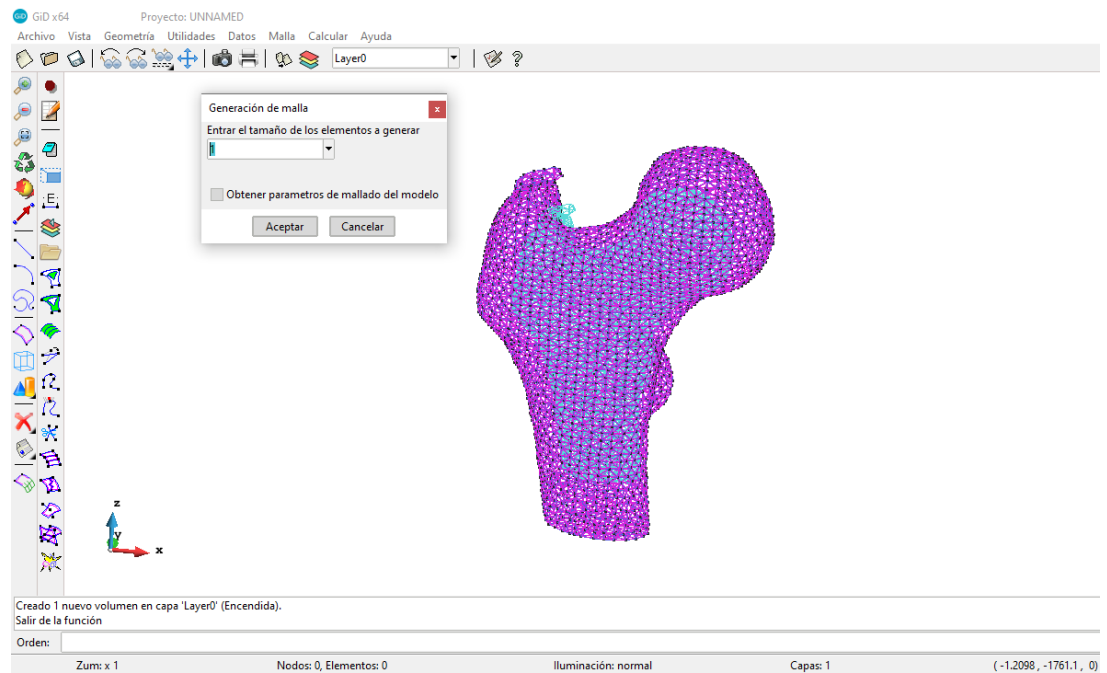


Figura 30. Imagen GID

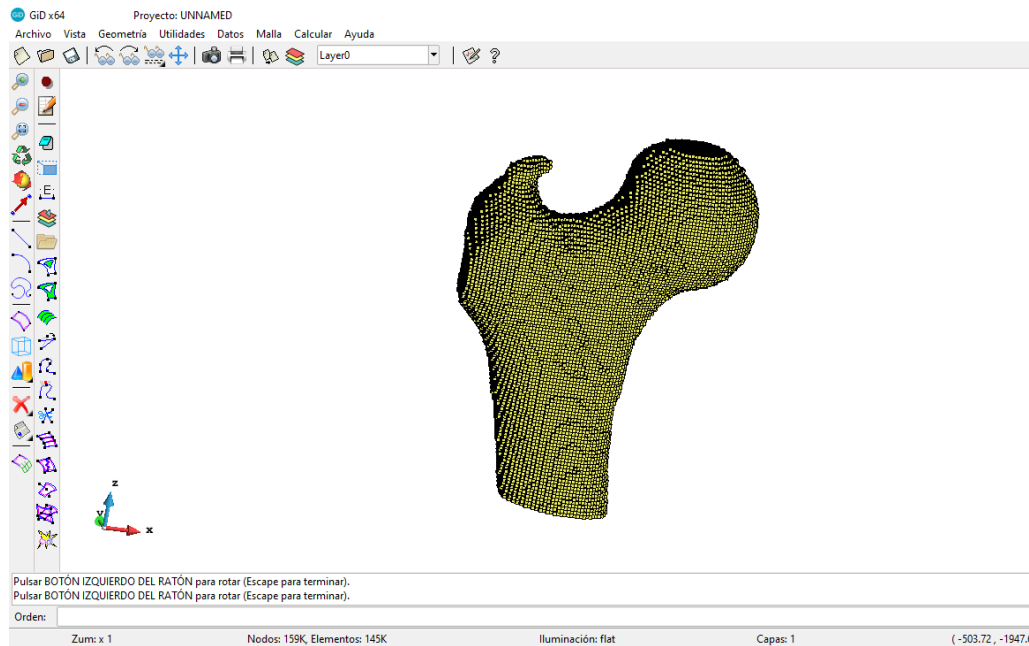
6. Ahora se le aplica la malla, que se utiliza en próximos procesos. En la pestaña *Malla* se consigue crear la malla. En este proyecto se usa un tamaño de 1 mm, que ofrece una mallado de calidad

para el estudio en concreto. Se obtendrá un cuadro informativo del número de nodos y elementos una vez finalizado el mallado.



**Figura 31.** Imagen *GID*

7. En la *Figura 32*, se representa la malla con una iluminación plana, que permite observar todos los elementos creados por el programa. Finalmente, se guarda el programa y se exporta la malla. Para hacerlo, se abre *Archivo > Exportar > Malla GID...* Es muy importante exportar la malla, ya que ofrece la información necesaria para poder calcular en *Bonemat*.



**Figura 32.** Imagen *GID*

Aquí se acaba el proceso que se realiza en el *GID*, dando paso a *Bonemat*, donde se podrá observar los resultados obtenidos posteriormente y también ayudará a hacer el estudio de convergencia, creando mallas de diferentes tamaños. Las imágenes presentadas en los resultados de este trabajo están extraídas del post proceso de *GID*, insertando el archivo *vtk* guardado en el último de los procedimientos del apartado 4.2.3.

#### 4.2.3. Bonemat

El último de los tres programas informáticos usados se llama *Bonemat*. Este software se consigue en el link (<http://www.bonemat.org/downloads.html>) y es gratuito para todos los usuarios. Permite importar imágenes médicas de tomografía y conjuntamente saca información de mallas de elementos finitos. En este trabajo se aprovecha esta función para extraer el módulo de Young y la densidad de los huesos de los pacientes.

A continuación, se explicará todo el proceso que se debe seguir para conseguir todos los resultados deseados, pero no solo eso, también se explicará la metodología que sigue el programa para conseguir estos datos de la malla insertada.

Antes de empezar a trabajar con *Bonemat*, se tendrá que hacer un paso previo con el archivo generado al guardar la malla de *GID*. Para ello, se abre el archivo con un lector texto, cómo puede ser el bloc de notas. Encontraremos un archivo parecido al de la *Figura 33*.

Malla: Bloc de notas

Archivo Edición Formato Ver Ayuda

MESH dimension 3 ElemType Hexahedra Nnode 8

Coordinates

793	-121.239866	-9.71677589	-649.75
794	-120.244021	-9.71677589	-649.75
795	-119.248176	-9.71677589	-649.75
796	-118.252331	-9.71677589	-649.75
797	-117.256486	-9.71677589	-649.75
798	-116.260641	-9.71677589	-649.75
799	-115.264796	-9.71677589	-649.75
800	-114.268951	-9.71677589	-649.75
801	-113.273106	-9.71677589	-649.75
802	-112.277261	-9.71677589	-649.75
803	-111.281416	-9.71677589	-649.75
875	-123.231556	-8.73335648	-649.75
876	-122.235711	-8.73335648	-649.75
877	-121.239866	-8.73335648	-649.75
878	-120.244021	-8.73335648	-649.75
879	-119.248176	-8.73335648	-649.75
880	-118.252331	-8.73335648	-649.75
881	-117.256486	-8.73335648	-649.75
882	-116.260641	-8.73335648	-649.75
883	-115.264796	-8.73335648	-649.75
884	-114.268951	-8.73335648	-649.75
885	-113.273106	-8.73335648	-649.75
886	-112.277261	-8.73335648	-649.75
887	-111.281416	-8.73335648	-649.75
888	-110.285571	-8.73335648	-649.75
889	-109.289726	-8.73335648	-649.75
957	-125.223246	-7.74993706	-649.75
958	-124.227401	-7.74993706	-649.75
959	-123.231556	-7.74993706	-649.75
960	-122.235711	-7.74993706	-649.75
961	-121.239866	-7.74993706	-649.75
962	-120.244021	-7.74993706	-649.75
963	-119.248176	-7.74993706	-649.75
964	-118.252331	-7.74993706	-649.75
965	-117.256486	-7.74993706	-649.75

Figura 33. Malla de *GID* representada en el bloc de notas

En este archivo hay dos tipos de datos:

- *Coordinates*: Los primeros datos corresponden al conjunto de nodos de la malla en cuestión. Las columnas informan de su posición tridimensional en coordenadas cartesianas ( $x, y, z$ ).
- *Elements*: La segunda lista de datos corresponden con cada uno de los elementos creados en la malla. Las columnas informan de los vértices de los cubos, formados como modelo de elemento finito.

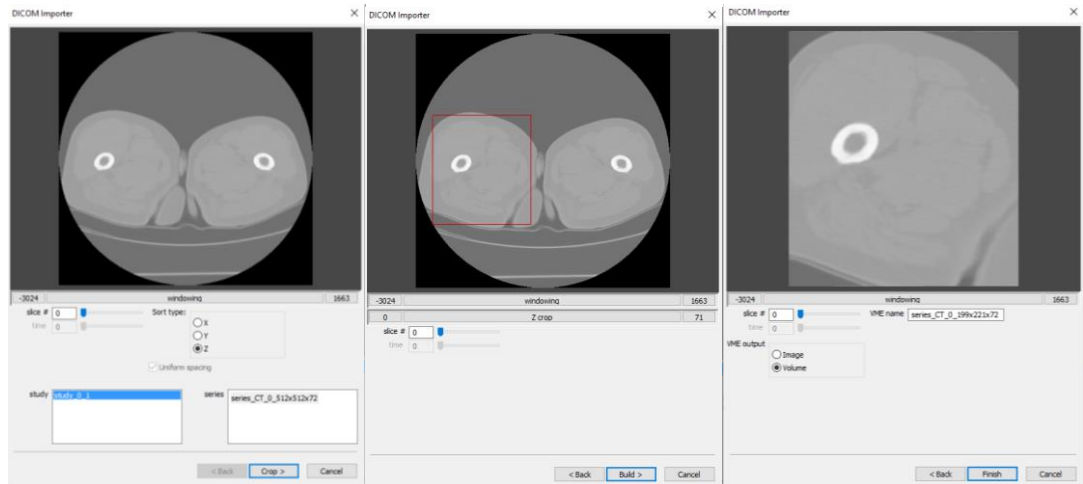
Estos datos se deben separar en dos archivos de texto diferentes. En este caso se han guardado los datos de *Coordinates* en un documento *Nodos.txt* y los datos de *Elements* en un archivo *Elementos.txt*.

**Malla: Bloc de notas**

MESH dimension	3	ElemType	Hexahedra	Nnode	8
Coordinates					
793	-121.239866	-9.71677589	-649.75		
794	-120.244021	-9.71677589	-649.75		
795	-119.248176	-9.71677589	-649.75		
796	-118.252331	-9.71677589	-649.75		
797	-117.256486	-9.71677589	-649.75		
798	-116.260641	-9.71677589	-649.75		
799	-115.264796	-9.71677589	-649.75		
800	-114.268951	-9.71677589	-649.75		
801	-113.273106	-9.71677589	-649.75		
802	-112.277261	-9.71677589	-649.75		
803	-111.281416	-9.71677589	-649.75		
804	-110.285571	-8.73335648	-649.75		
805	-109.289726	-8.73335648	-649.75		
806	-108.293881	-8.73335648	-649.75		
807	-107.298036	-8.73335648	-649.75		
808	-106.302191	-8.73335648	-649.75		
809	-105.306346	-8.73335648	-649.75		
810	-104.310501	-8.73335648	-649.75		
811	-103.314656	-8.73335648	-649.75		
812	-102.318811	-8.73335648	-649.75		
813	-101.322966	-8.73335648	-649.75		
814	-100.327121	-8.73335648	-649.75		
815	-99.331276	-8.73335648	-649.75		
816	-98.335431	-8.73335648	-649.75		
817	-97.339586	-8.73335648	-649.75		
818	-96.343741	-8.73335648	-649.75		
819	-95.347896	-8.73335648	-649.75		
820	-94.352051	-8.73335648	-649.75		
821	-93.356206	-8.73335648	-649.75		
822	-92.360361	-8.73335648	-649.75		
823	-91.364516	-8.73335648	-649.75		
824	-90.368671	-8.73335648	-649.75		
825	-89.372826	-8.73335648	-649.75		
826	-88.376981	-8.73335648	-649.75		
827	-87.381136	-8.73335648	-649.75		
828	-86.385291	-8.73335648	-649.75		
829	-85.389446	-8.73335648	-649.75		
830	-84.393601	-8.73335648	-649.75		
831	-83.397756	-8.73335648	-649.75		
832	-82.401911	-8.73335648	-649.75		
833	-81.406066	-8.73335648	-649.75		
834	-80.410221	-8.73335648	-649.75		
835	-79.414376	-8.73335648	-649.75		
836	-78.418531	-8.73335648	-649.75		
837	-77.422686	-8.73335648	-649.75		
838	-76.426841	-8.73335648	-649.75		
839	-75.430996	-8.73335648	-649.75		
840	-74.435151	-8.73335648	-649.75		
841	-73.439306	-8.73335648	-649.75		
842	-72.443461	-8.73335648	-649.75		
843	-71.447616	-8.73335648	-649.75		
844	-70.451771	-8.73335648	-649.75		
845	-69.455926	-8.73335648	-649.75		
846	-68.460081	-8.73335648	-649.75		
847	-67.464236	-8.73335648	-649.75		
848	-66.468391	-8.73335648	-649.75		
849	-65.472546	-8.73335648	-649.75		
850	-64.476701	-8.73335648	-649.75		
851	-63.480856	-8.73335648	-649.75		
852	-62.485011	-8.73335648	-649.75		
853	-61.489166	-8.73335648	-649.75		
854	-60.493321	-8.73335648	-649.75		
855	-59.497476	-8.73335648	-649.75		
856	-58.501631	-8.73335648	-649.75		
857	-57.505786	-8.73335648	-649.75		
858	-56.509941	-8.73335648	-649.75		
859	-55.514096	-8.73335648	-649.75		
860	-54.518251	-8.73335648	-649.75		
861	-53.522406	-8.73335648	-649.75		
862	-52.526561	-8.73335648	-649.75		
863	-51.530716	-8.73335648	-649.75		
864	-50.534871	-8.73335648	-649.75		
865	-49.539026	-8.73335648	-649.75		
866	-48.543181	-8.73335648	-649.75		
867	-47.547336	-8.73335648	-649.75		
868	-46.551491	-8.73335648	-649.75		
869	-45.555646	-8.73335648	-649.75		
870	-44.559801	-8.73335648	-649.75		
871	-43.563956	-8.73335648	-649.75		
872	-42.568111	-8.73335648	-649.75		
873	-41.572266	-8.73335648	-649.75		
874	-40.576421	-8.73335648	-649.75		
875	-39.580576	-8.73335648	-649.75		
876	-38.584731	-8.73335648	-649.75		
877	-37.588886	-8.73335648	-649.75		
878	-36.593041	-8.73335648	-649.75		
879	-35.597196	-8.73335648	-649.75		
880	-34.601351	-8.73335648	-649.75		
881	-33.605506	-8.73335648	-649.75		
882	-32.609661	-8.73335648	-649.75		
883	-31.613816	-8.73335648	-649.75		
884	-30.617971	-8.73335648	-649.75		
885	-29.622126	-8.73335648	-649.75		
886	-28.626281	-8.73335648	-649.75		
887	-27.630436	-8.73335648	-649.75		
888	-26.634591	-8.73335648	-649.75		
889	-25.638746	-8.73335648	-649.75		
890	-24.642901	-8.73335648	-649.75		
891	-23.647056	-8.73335648	-649.75		
892	-22.651211	-8.73335648	-649.75		
893	-21.655366	-8.73335648	-649.75		
894	-20.659521	-8.73335648	-649.75		
895	-19.663676	-8.73335648	-649.75		
896	-18.667831	-8.73335648	-649.75		
897	-17.671986	-8.73335648	-649.75		
898	-16.676141	-8.73335648	-649.75		
899	-15.680296	-8.73335648	-649.75		
900	-14.684451	-8.73335648	-649.75		
901	-13.688606	-8.73335648	-649.75		
902	-12.692761	-8.73335648	-649.75		
903	-11.696916	-8.73335648	-649.75		
904	-10.701071	-8.73335648	-649.75		
905	-9.705226	-8.73335648	-649.75		
906	-8.709381	-8.73335648	-649.75		
907	-7.713536	-8.73335648	-649.75		
908	-6.717691	-8.73335648	-649.75		
909	-5.721846	-8.73335648	-649.75		
910	-4.725996	-8.73335648	-649.75		
911	-3.730151	-8.73335648	-649.75		
912	-2.734306	-8.73335648	-649.75		
913	-1.738461	-8.73335648	-649.75		
914	-0.742616	-8.73335648	-649.75		
915	0.253221	-8.73335648	-649.75		
916	1.257376	-8.73335648	-649.75		
917	2.261531	-8.73335648	-649.75		
918	3.265686	-8.73335648	-649.75		
919	4.269841	-8.73335648	-649.75		
920	5.273996	-8.73335648	-649.75		
921	6.278151	-8.73335648	-649.75		
922	7.282306	-8.73335648	-649.75		
923	8.286461	-8.73335648	-649.75		
924	9.290616	-8.73335648	-649.75		
925	10.294771	-8.73335648	-649.75		
926	11.298926	-8.73335648	-649.75		
927	12.303081	-8.73335648	-649.75		
928	13.307236	-8.73335648	-649.75		
929	14.311391	-8.73335648	-649.75		
930	15.315546	-8.73335648	-649.75		
931	16.319701	-8.73335648	-649.75		
932	17.323856	-8.73335648	-649.75		
933	18.328011	-8.73335648	-649.75		
934	19.332166	-8.73335648	-649.75		
935	20.336321	-8.73335648	-649.75		
936	21.340476	-8.73335648	-649.75		
937	22.344631	-8.73335648	-649.75		
938	23.348786	-8.73335648	-649.75		
939	24.352941	-8.73335648	-649.75		
940	25.357096	-8.73335648	-649.75		
941	26.361251	-8.73335648	-649.75		
942	27.365406	-8.73335648	-649.75		
943	28.369561	-8.73335648	-649.75		
944	29.373716	-8.73335648	-649.75		
945	30.377871	-8.73335648	-649.75		
946	31.382026	-8.73335648	-649.75		
947	32.386181	-8.73335648	-649.75		
948	33.390336	-8.73335648	-649.75		
949	34.394491	-8.73335648	-649.75		
950	35.398646	-8.73335648	-649.75		
951	36.402801	-8.73335648	-649.75		
952	37.406956	-8.73335648	-649.75		
953	38.411111	-8.73335648	-649.75		
954	39.415266	-8.73335648	-649.75		
955	40.419421	-8.73335648	-649.75		
956	41.423576	-8.73335648	-649.75		
957	42.427731	-8.73335648	-649.75		
958	43.431886	-8.73335648	-649.75		
959	44.436041	-8.73335648	-649.75		
960	45.440196	-8.73335648	-649.75		
961	46.444351	-8.73335648	-649.75		
962	47.448506	-8.73335648	-649.75		
963	48.452661	-8.73335648	-649.75		
964	49.456816	-8.73335648	-649.75		
965	50.460971	-8.73335648	-649.75		
966	51.465126	-8.73335648	-649.75		
967	52.469281	-8.73335648	-649.75		
968	53.473436	-8.73335648	-649.75		
969	54.477591	-8.73335648	-649.75		
970	55.481746	-8.73335648	-649.75		
971	56.485901	-8.73335648	-649.75		
972	57.490056	-8.73335648	-649.75		
973	58.494211	-8.73335648	-649.75		
974	59.498366	-8.73335648	-649.75		
975	60.502521	-8.73335648	-649.75		
976	61.506676	-8.73335648	-649.75		
977	62.510831	-8.73335648	-649.75		
978	63.514986	-8.73335648	-649.75		
979	64.519141	-8.73335648	-649.75		
980	65.523296	-8.73335648	-649.75		
981	66.527451	-8.73335648	-649.75		
982	67.531606	-8.73335648	-649.75		
983	68.535761	-8.73335648	-649.75		
984	69.539916	-8.73335648	-649.75		
985	70.544071	-8.73335648	-649.75		
986	71.548226	-8.73335648	-649.75		
987	72.552381	-8.73335648	-649.75		
988	73.556536	-8.73335648	-649.75		
989	74.560691	-8.73335648	-649.75		
990	75.564846	-8.73335648	-649.75		
991	76.568996	-8.73335648	-649.75		</

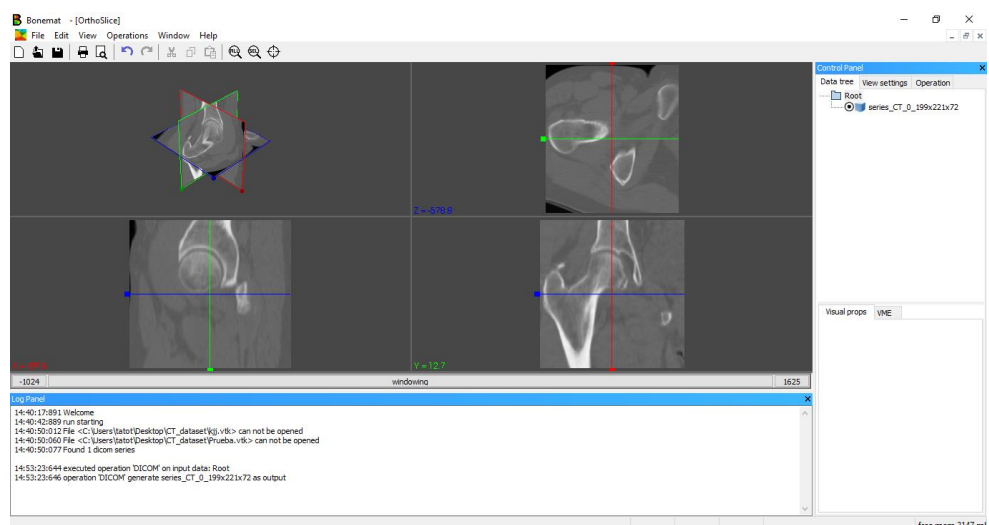


- Al insertar las imágenes aparecerá una ventana igual a la primera de la *Figura 36*, en esta se selecciona trabajar en el plano Z y se pasa al siguiente paso presionando *Crop*. En la segunda ventana se recorta la imagen encuadrando únicamente la parte del fémur derecho, que corresponde con el lado estudiado en este proyecto. Para seguir se construye la imagen nueva seleccionando *Build*. La última pestaña muestra el resultado del recorte echo y se continúa dándole a la opción de *Finish*.



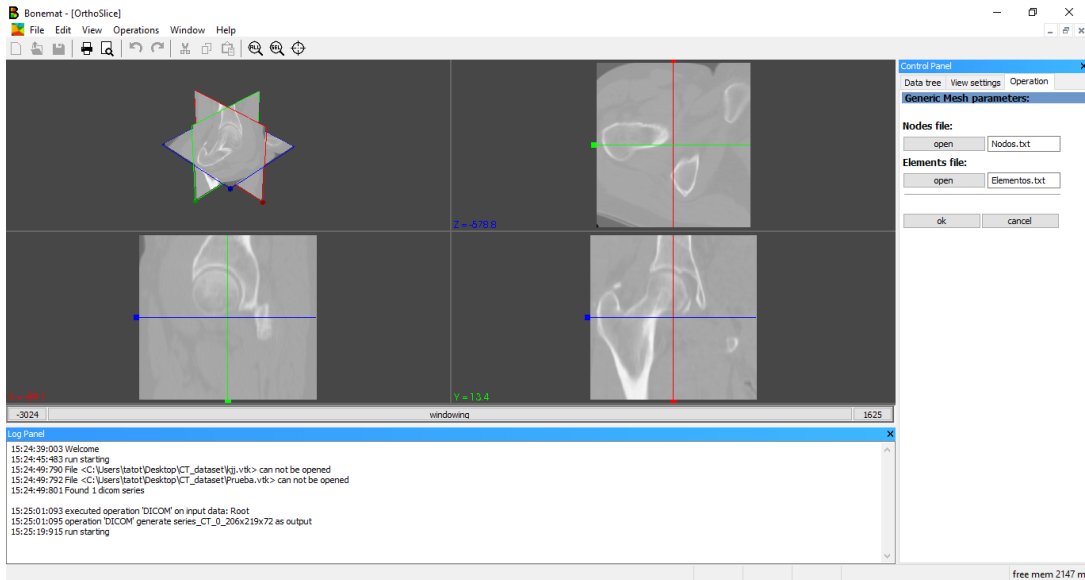
**Figura 36.** Imagen *Bonemat*

- Por un lado, para poder ver las imágenes insertadas se busca en la pestaña superior *View > OrthoSlice*. Esta opción permite dividir la pantalla de visualización en cuatro, tres de ellas corresponden a los planos x, y, z y la otra al conjunto de plano donde se verá la imagen en 3D. Por otro lado, en la parte derecha se encuentra el panel de control donde se observa las imágenes CT añadidas anteriormente y la posibilidad de mostrarlas o no.



**Figura 37.** Imagen *Bonemat*

4. En este cuarto punto, es el momento de insertar la malla generada anteriormente en *GID*. Para hacerlo hay que dirigirse *File > Import > Finite Element > Generic Mesh*. En el panel de control aparecerá la opción de insertar los archivos de textos, uno para los nodos y otro para los elementos. En este apartado se usarán los archivos creados anteriormente. Se acepta la operación, *Ok*.



**Figura 38.** Imagen *Bonemat*

5. A la derecha de la pantalla se observa como se ha insertado la malla seleccionada y también se permite cambiar su representación. Se puede cambiar los colores y decidir si mostrar o no los elementos. Llegados a este punto se realiza el estudio para conseguir los resultados esperados, *Operations > Bonemat*. En el apartado **4.2.3.1**, se explica que métodos usa el programa para conseguir los valores.

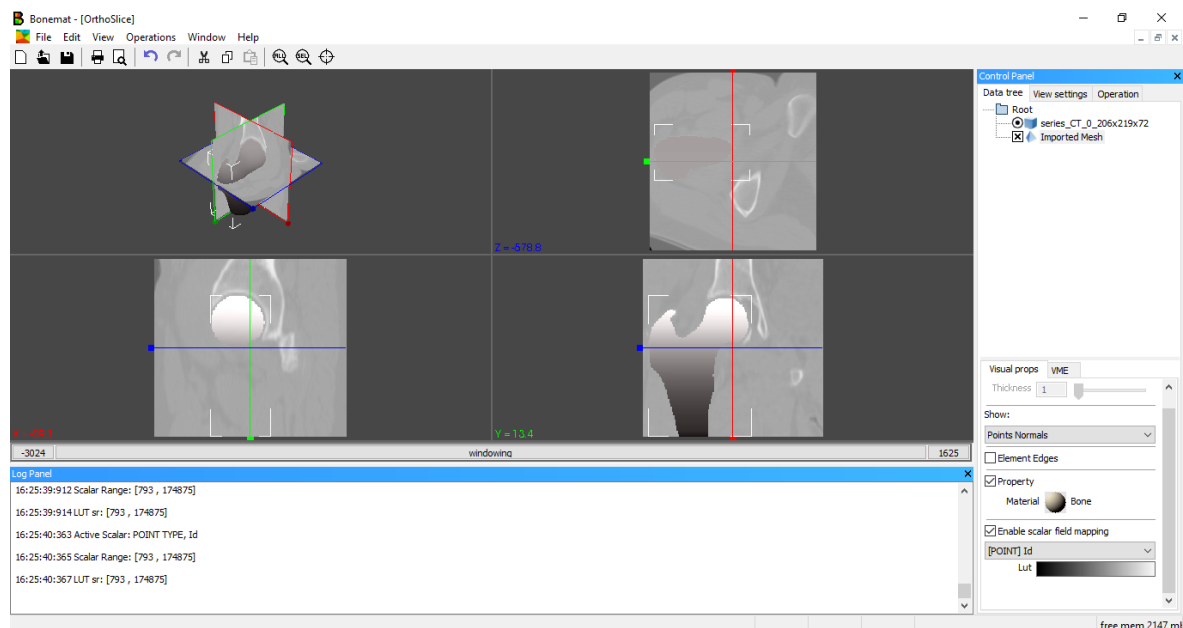


Figura 39. Imagen Bonemat

6. Se abrirá una pestaña de operaciones en el panel de control que pide un archivo de configuración. En este trabajo se ha usado el *configuration file* obtenido directamente de la página de Bonemat (<http://www.bonemat.org/downloads.html>), descargando el *Test Data* que concede el apartado de *Resources* de la web. Al añadir este archivo se observa las distintas ecuaciones usadas por software que relaciona los valores en HU, la densidad y el módulo de Young. Todas estas ecuaciones se explican el apartado 4.2.3.1. Se acepta el archivo presionando OK.

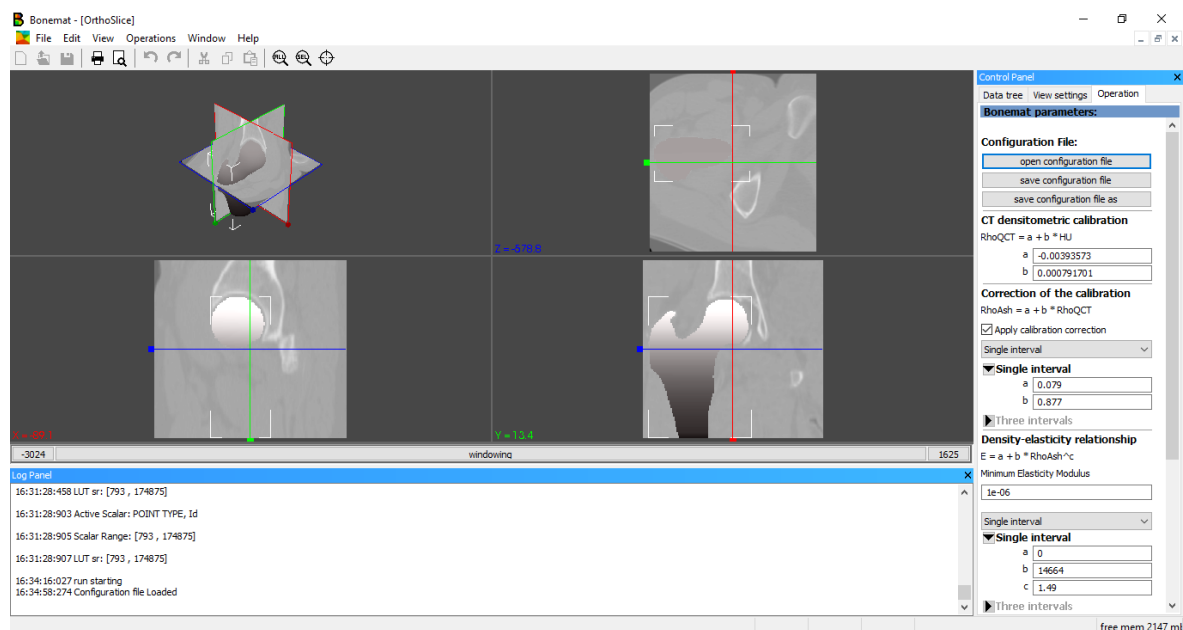
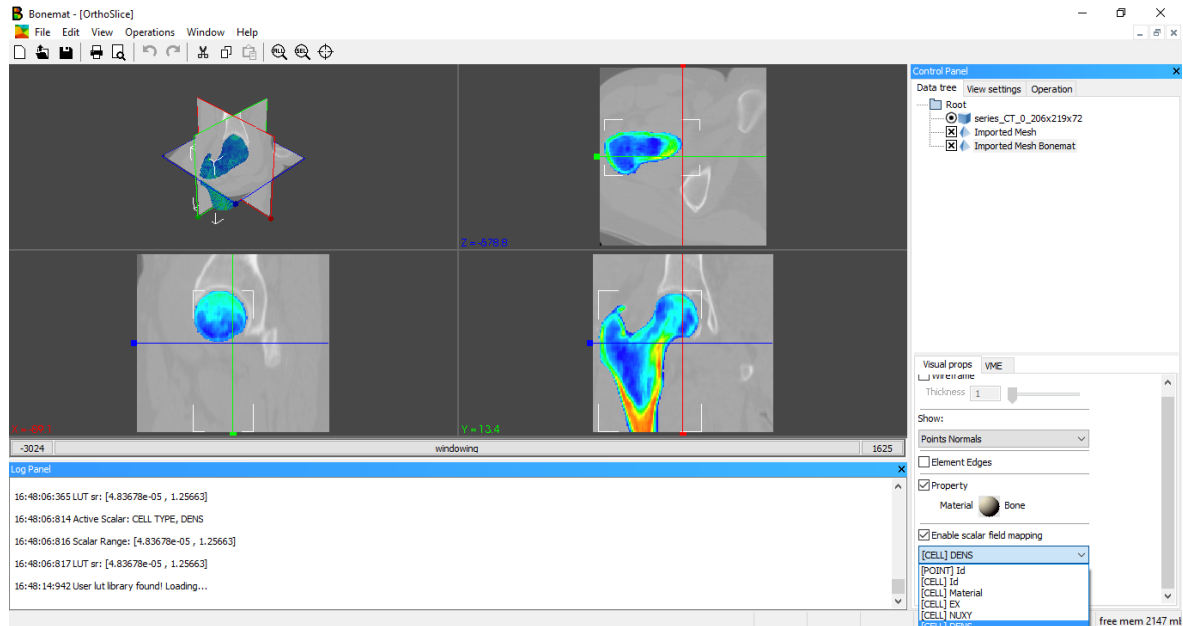


Figura 40. Imagen Bonemat

7. Cuando el programa acaba de calcular se crea una nueva malla *Bonemat*. Esta malla contiene los resultados de módulo de Young, densidad y coeficiente de Poisson. En la parte inferior derecha se observa cómo se puede ir cambiando los resultados que se desean ver, ya sea *DENS* (densidad), *NUXY* (Poisson) o *EX* (Young). En el caso del coeficiente se ha considerado constante en 0,3. En la ventana inferior se puede observar los valores numéricos en los que se mueven las propiedades. Se presenta un intervalo entre el valor mínimo y el valor máximo.



**Figura 41.** Imagen *Bonemat*

8. Finalmente, se guarda la malla *Bonemat* en *File > Import > Other > VTK*. Se guarda la malla en formato *VTK* porque así se podrá insertar en *GID* y conseguir una visualización mucho más clara de los resultados, puesto que, se pueden realizar cortes transversales del modelo y además presenta una leyenda de los valores.

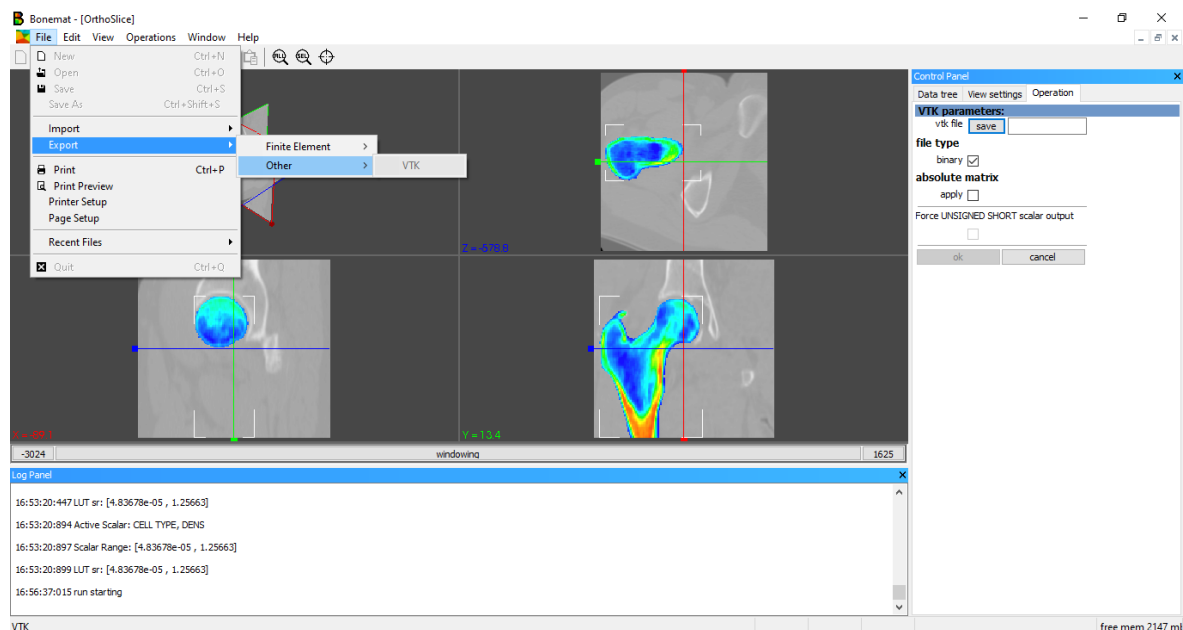
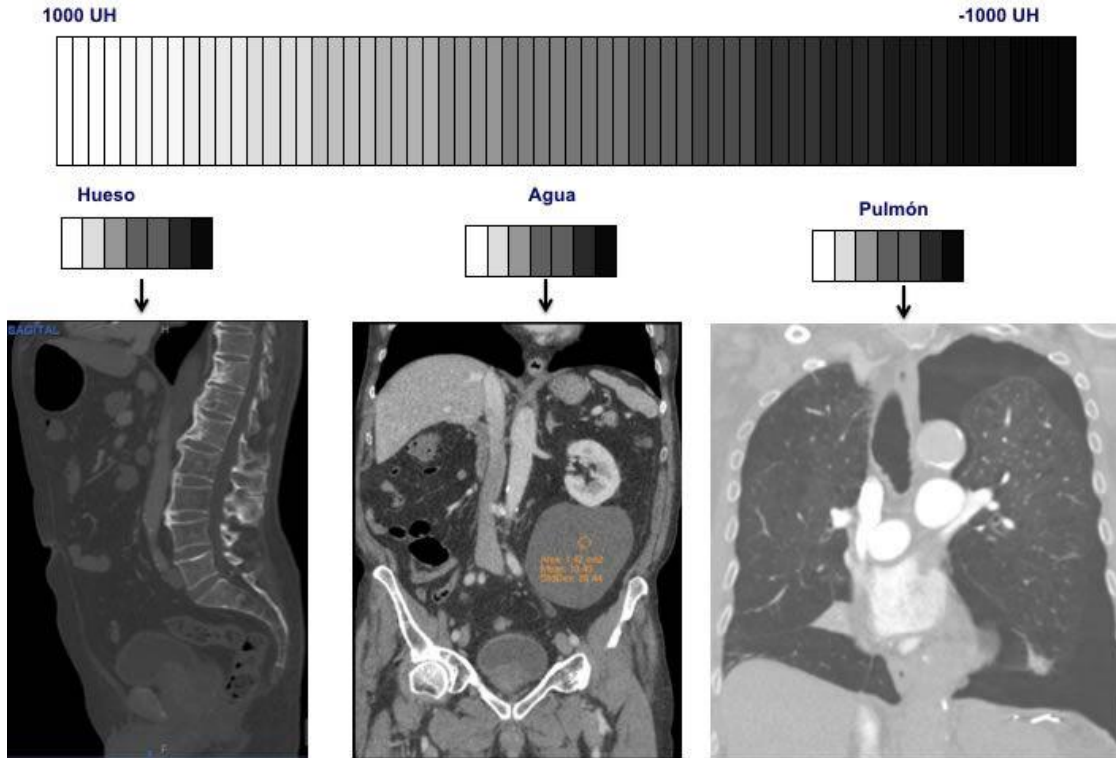


Figura 42. Imagen Bonemat

#### 4.2.3.1. Módulo de Young y densidad

En apartados anteriores se ha hablado de la relación entre los valores de densidad y los del módulo de Young. Para empezar con el tratamiento de las imágenes, se trabaja con unidades de la escala Hounsfield (HU) [12]. Cada unidad es el número asignado al pixel en la imagen de una tomografía computarizada, en este caso, las imágenes médicas disponibles. El valor obtenido es proporcional al material estudiado, da un resultado de la facilidad de absorción de rayos X del tejido del paciente estudiado.

Los estudios médicos ofrecen imágenes TC donde se juega con la escala de grises. Las unidades HU van determinadas por la posición en la que se encuentra el color del tejido en la escala de grises. Se puede observar en la Figura 43 cómo se clasifica según la tonalidad del gris. Hay que remarcar que en la imagen también se observan tres ejemplos, no siempre se usan el mismo tipo de contrastes de grises, se pueden variar las tonalidades trabajando con más o menos brillo en las pruebas con el ordenador.



**Figura 43.** Escala de grises relacionado con los valores HU [22]

Esta medida fue creada por Godfrey Hounsfield y tiene un rango del -1000 a 1000. Depende del valor se puede catalogar que tipo de tejido se está estudiando, las densidades relativas se basan en el aire a -1000 HU, el agua a 0 HU y finalmente el hueso denso +1000 HU. El coeficiente de atenuación de rayos X en HU de las diferentes partes del cuerpo vienen determinados por la siguiente fórmula:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (\text{Eq. 17})$$

Donde:

- $\mu_t$ , coeficiente de atenuación lineal del tejido en cuestión
- $\mu_{agua}$ , coeficiente de atenuación lineal del agua destilada

Numerosos estudios [1] [3] [8] [13] han determinado la relación entre esta escala y la densidad ósea. En el caso del software utilizado sigue la siguiente relación:

$$\rho_{QCT} = a + b \cdot HU \quad (\text{Eq. 18})$$

Donde:

- $\rho_{QCT}$ , es la densidad radiológica en  $g/cm^3$
- $a$ , constante =  $-0,00393573$
- $b$ , constante =  $0,000791701$
- $HU$ , valor de la escala Hounsfield de la imagen.

La densidad radiológica es la cantidad de calcio y otros minerales que contienen los tejidos representados. Esta se puede relacionar con la densidad de las cenizas, que corresponde al valor calculado una vez se han eliminado toda la parte orgánica de la muestra aplicando una incineración a muy alta temperatura. La relación es la siguiente:

$$\rho_{Ash} = a + b \cdot \rho_{QCT} \quad (\text{Eq. 19})$$

Donde:

- $\rho_{Ash}$ , es la densidad de las cenizas en  $g/cm^3$
- $\rho_{QCT}$ , es la densidad radiológica  $g/cm^3$
- $a$ , constante =  $0,079$
- $b$ , constante =  $0,877$

Existe una última relación de densidades, entre la densidad de las cenizas y la densidad aparente. La densidad aparente es el resultado considerado como la densidad real del hueso estudiado en cuestión. El programa obvio encontrarla para conseguir la relación módulo elástico con densidad, pero se encuentra gracias a:

$$\rho_{app} = \rho_{Ash}/0,6 \quad (\text{Eq. 20})$$

Donde:

- $\rho_{app}$ , densidad aparente en  $g/cm^3$
- $\rho_{Ash}$ , densidad de las cenizas en  $g/cm^3$

Finalmente, para obtener el módulo de Young el programa usa:

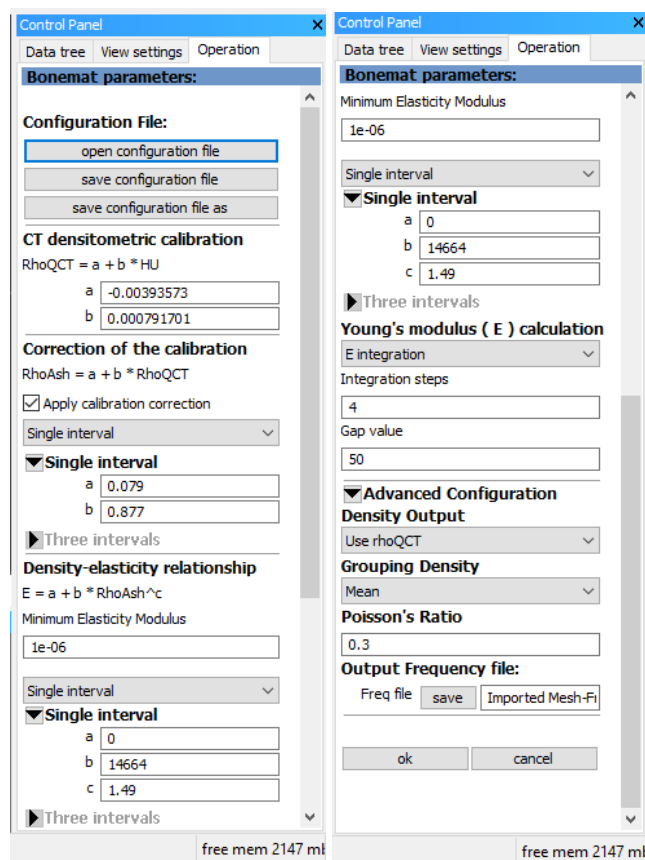
$$E = a + b \cdot \rho_{Ash}^c \quad (\text{Eq. 21})$$

Donde:

- $E$ , módulo de Young en MPa

- $\rho_{Ash}$ , densidad de las cenizas en  $g/cm^3$
- $a$ , constante = 0
- $b$ , constante = 14664
- $c$ , constante = 1,49

Todas estas ecuaciones vienen determinadas por *Bonemat*, gracias a su *configuration file* donde esta implementado todo el proceso de tratamiento de imágenes. En la *Figura 44* se muestra el resumen que hace el programa de la obtención de resultados. A parte, informa que los resultados de densidad presentados corresponden a la densidad radiológica.

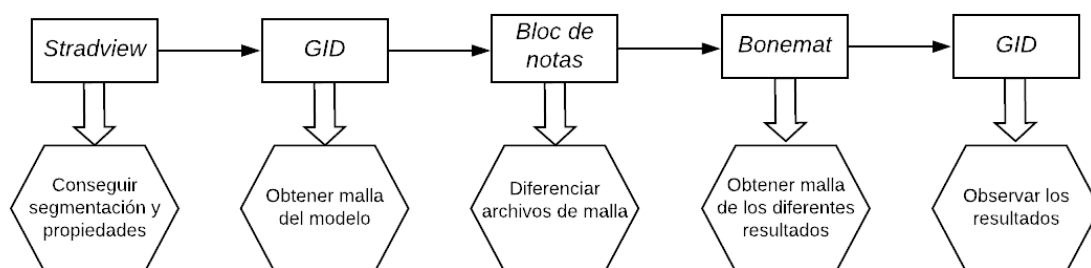


**Figura 44.** Imagen de los parametros de *Bonemat*

### 4.3. Esquema de Proceso

Para comprender todo el proceso a seguir que permite conseguir toda la información y mostrarlo de manera esquematizada se ha realizado un pequeño esquema. En este se muestran los diferentes softwares utilizados y se resume de manera muy concisa y breve la función que debe realizar cada uno de ellos.





**Figura 45.** Esquema de proceso

## 5. Resultados

En este trabajo se han estudiado un total de 23 pacientes, donde seis de ellos sufren Síndrome de Cushing y los otros no padecen la enfermedad. A pesar de ello hay algunos de los pacientes sanos que tienen niveles de densidad muy bajos incluso con valores de osteoporosis. Gracias a este estudio realizado se podrá comprobar la relación entre padecer el síndrome con la osteoporosis, la diferencia entre un paciente sano y otro enfermo, observar si existe relación entre resultados obtenidos o si no siguen un patrón y comprobar si se obtiene las relaciones de densidad con el módulo de Young. Como ya se ha comentado anteriormente se ha estudiado la epífisis del fémur derecho, se ha hecho la segmentación y ahora se presentará los resultados más relevantes que permitan sacar conclusiones. Para ello se presentará los valores obtenidos del módulo de Young, de densidad ósea, de grosor, se observará la relación módulo de Young- densidad ósea. También, se ha decidido hacer un estudio de convergencia con unos de los pacientes, para estudiar si los resultados varían muchos según la malla generada o por lo contrario convergen a un valor.

Antes de empezar, hay que remarcar ciertos problemas que han surgido en la práctica con las pruebas médicas. Los pacientes número 7 y 20 están marcados con un asterisco en las tablas de los resultados puesto que las imágenes no eran de la mejor calidad y no se ha conseguido hacer una buena segmentación, y por consiguiente generar la malla correctamente. Además, el estudio del paciente 14 no es completo, dado que las imágenes médicas están incompletas.

También se debe confirmar los pacientes sanos y los que sufren Cushing, datos que se conocen antes de empezar las pruebas. Por un lado, los pacientes 1, 2, 4, 18, 19, 20 sufren Cushing. Por otro lado, algunos de los pacientes no sufren el síndrome, pero tienen valores y representaciones que dan pie a sufrir osteoporosis, que son los pacientes 5, 15, 17, 21.

### 5.1. Módulo de Young

A continuación, se va a presentar una *Tabla 5* donde se muestran los valores numéricos del módulo de Young. Se muestran los valores máximos y los valores mínimos que corresponden al hueso cortical y al hueso trabecular respectivamente. En esta *Tabla 5*, se le añade dos columnas que corresponden a la estimación del módulo de elasticidad en el interior de la epífisis, donde hay tejido esponjoso y otra donde se encuentra el tejido compacto.

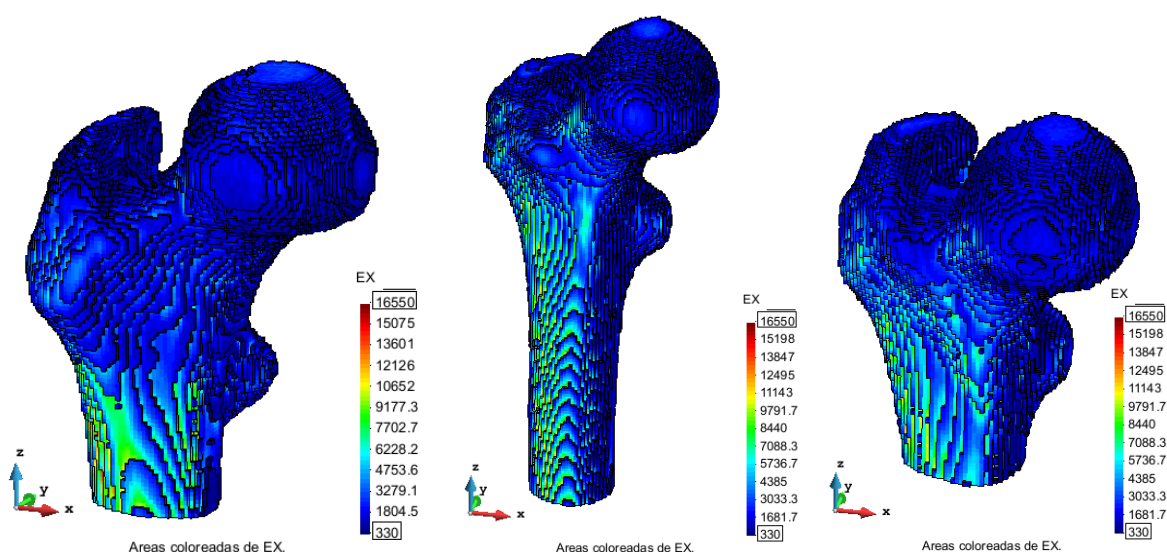
Paciente	M. de Young máximo del hueso cortical (MPa)	M. de Young mínimo hueso trabecular (Mpa)	Ejemplo m. de Young interior del hueso trabecular (Mpa)	Ejemplo m. de Young interior del hueso cortical (Mpa)
Paciente 1	16328	369,11	14624	3571,90
Paciente 2	16181	337,35	14142	3288,80
Paciente 3	16090	359,12	14162	3361,50
Paciente 4	15575	359,49	14037	3762,40
Paciente 5	15925	347,11	14104	3549,70
Paciente 6	15688	337,83	14115	2938,90
Paciente 7 *	-	-	-	-
Paciente 8	16270	367,54	13895	3119,30
Paciente 9	16146	359,66	14650	2411,30
Paciente 10	15583	367,40	13336	2468,30
Paciente 11	14775	368,23	14123	3421,50
Paciente 12	15854	344,21	13806	3947,00
Paciente 13	15083	373,53	13750	3826,00
Paciente 14	15887	352,50	14567	4106,20
Paciente 15	15833	337,36	13766	2738,30
Paciente 16	15760	344,05	14097	2996,00
Paciente 17	16390	350,82	14325	3753,80
Paciente 18	16354	359,41	13814	3361,10
Paciente 19	16523	374,71	13282	3427,00

Paciente 20 *	-	-	-	-
Paciente 21	16011	373,53	14272	3827,50
Paciente 22	15875	355,38	13123	4961,80
Paciente 23	15995	372,27	13638	3875,30

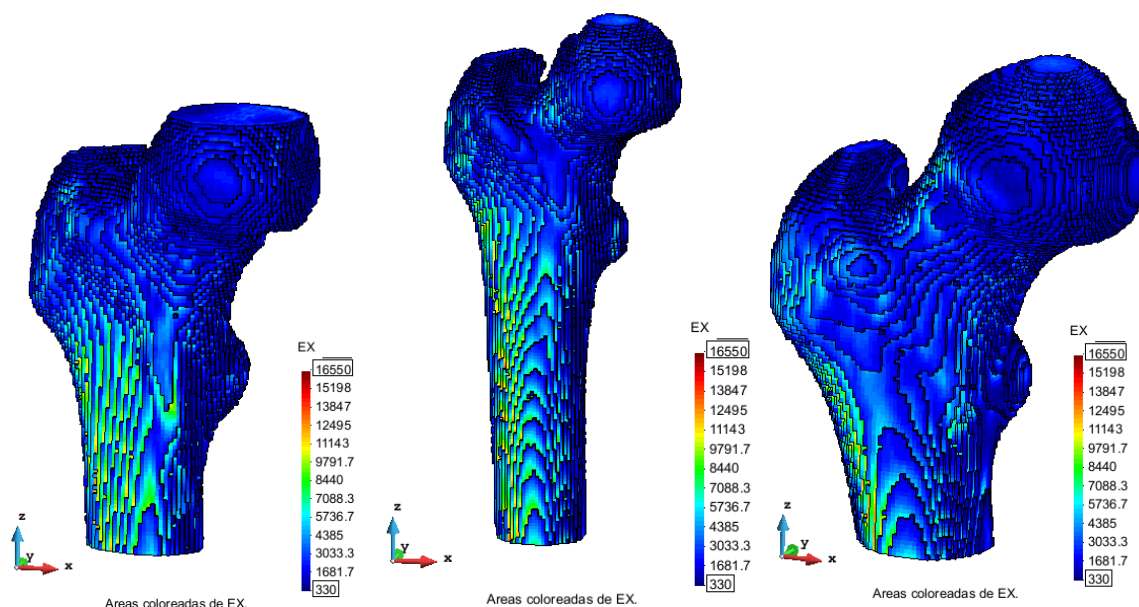
**Tabla 5.** Valores de módulo de Young según el paciente estudiado

Gracias a los diferentes softwares se han conseguido mapas de colores que permiten ver los resultados directamente en el modelo 3D. Para representarlos se ha escogido mostrar una imagen completa de la segmentación y una con un corte transversal. Para que todos los resultados estén en la misma escala de valores, se ha cogido la escala entre [330,16550] MPa, fijándose en los valores máximos y mínimos de entre los 23 pacientes.

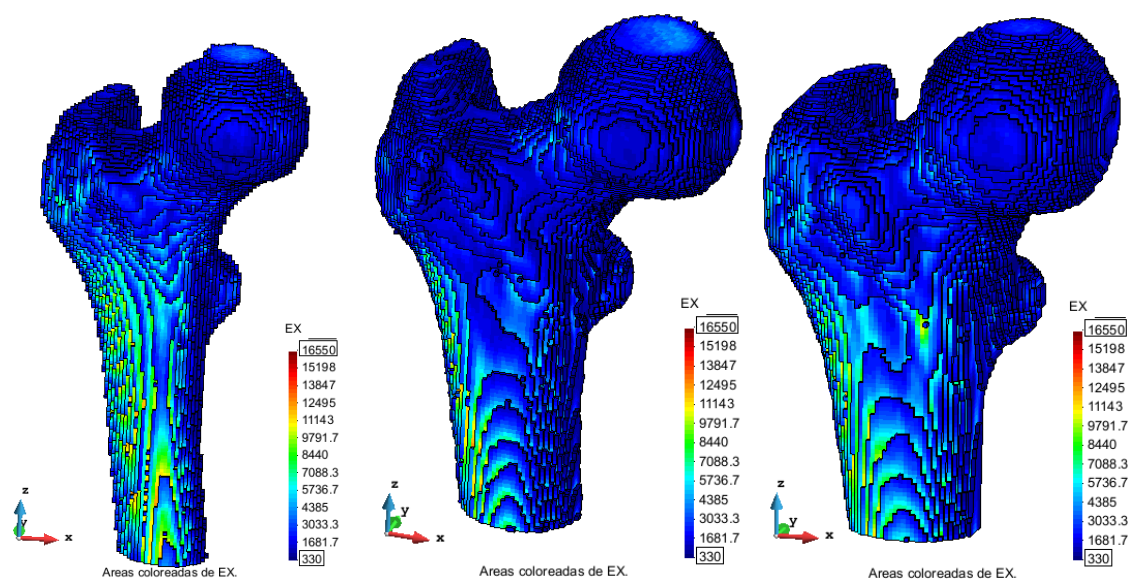
#### 5.1.1. Imágenes segmentación completa



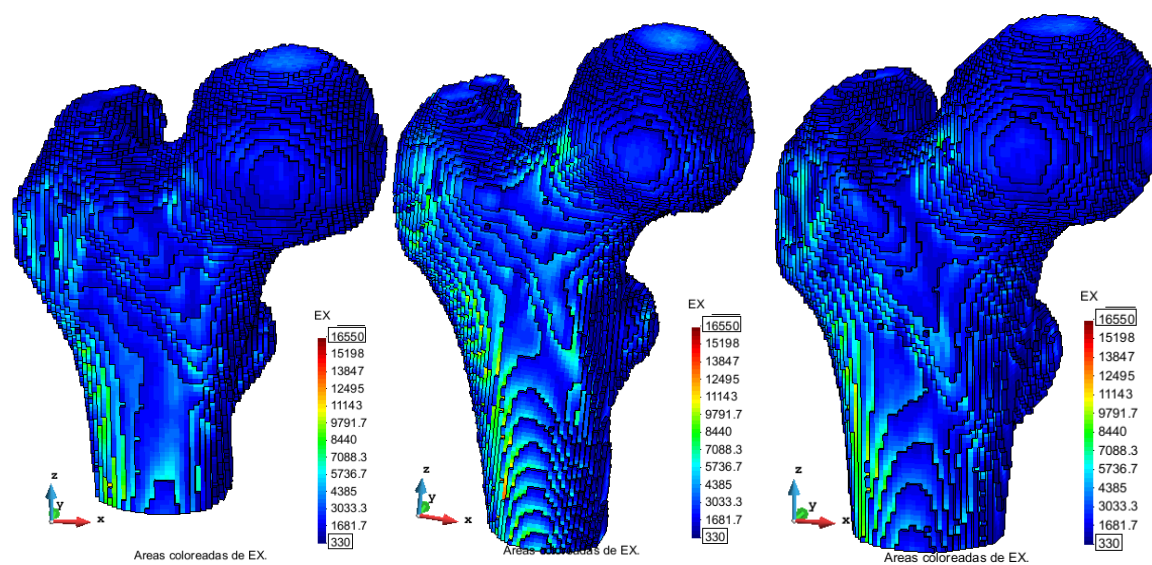
**Figura 46.** 1. Mapeo de paciente 1 ; 2. Mapeo paciente 2 ; 3. Mapeo paciente 3



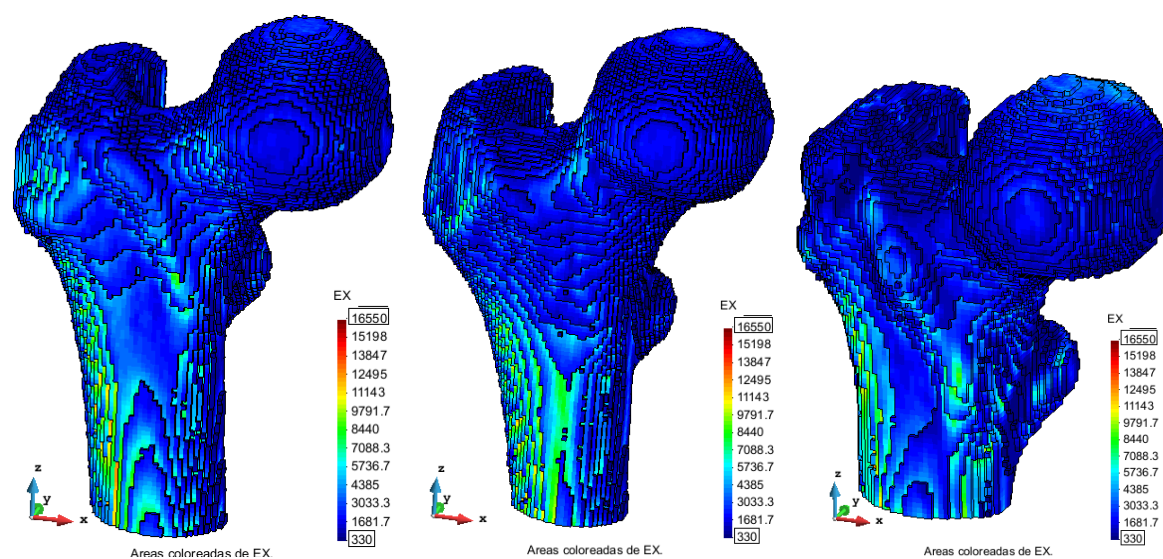
**Figura 47.** 1. Mapeo de paciente 4 ; 2. Mapeo paciente 5 ; 3. Mapeo paciente 6



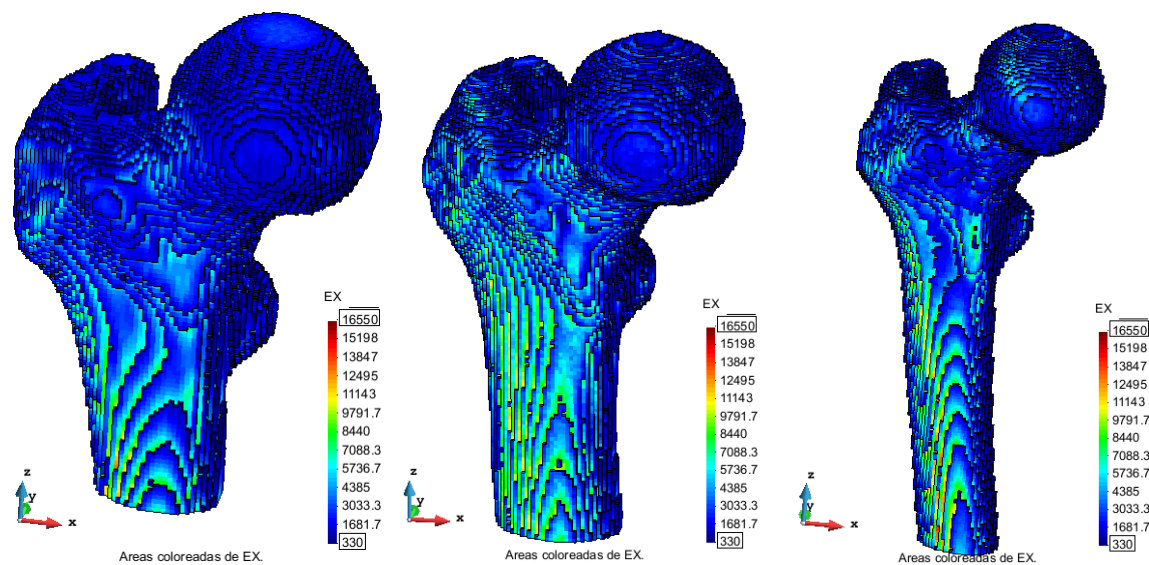
**Figura 48.** 1. Mapeo de paciente 8 ; 2. Mapeo paciente 9 ; 3. Mapeo paciente 10



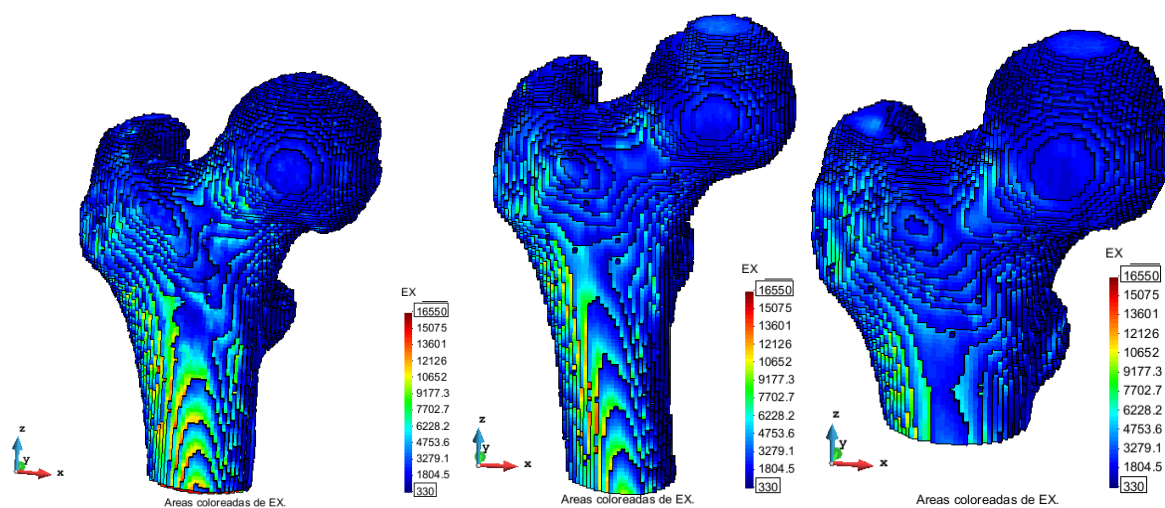
**Figura 49.** 1. Mapeo de paciente 11 ; 2. Mapeo paciente 12 ; 3. Mapeo paciente 13



**Figura 50.** 1. Mapeo de paciente 14 ; 2. Mapeo paciente 15 ; 3. Mapeo paciente 16

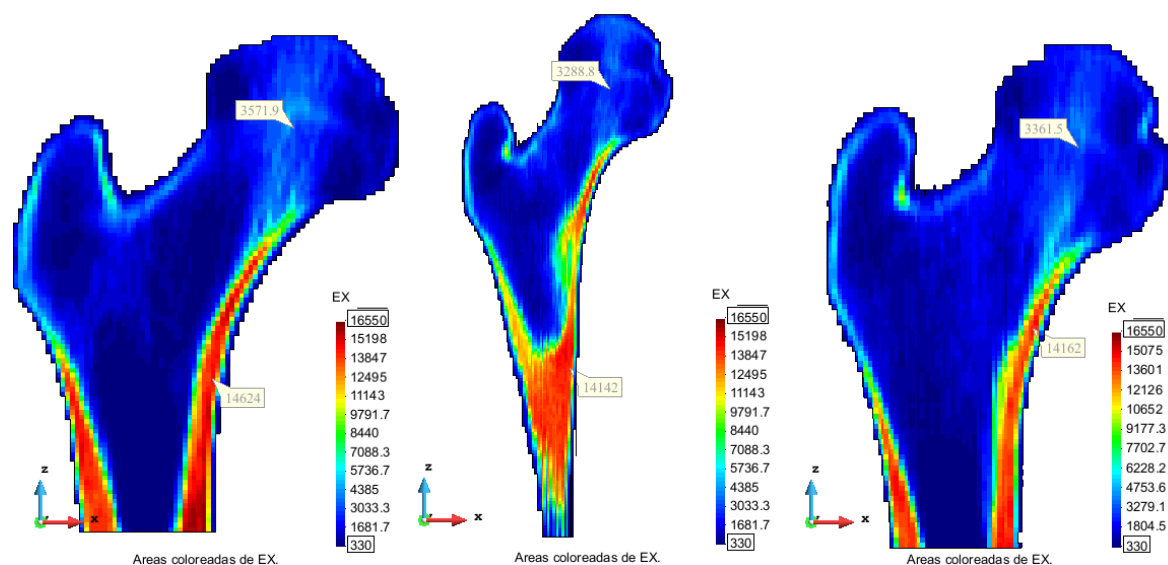


**Figura 51.** 1. Mapeo de paciente 17 ; 2. Mapeo paciente 18 ; 3. Mapeo paciente 19

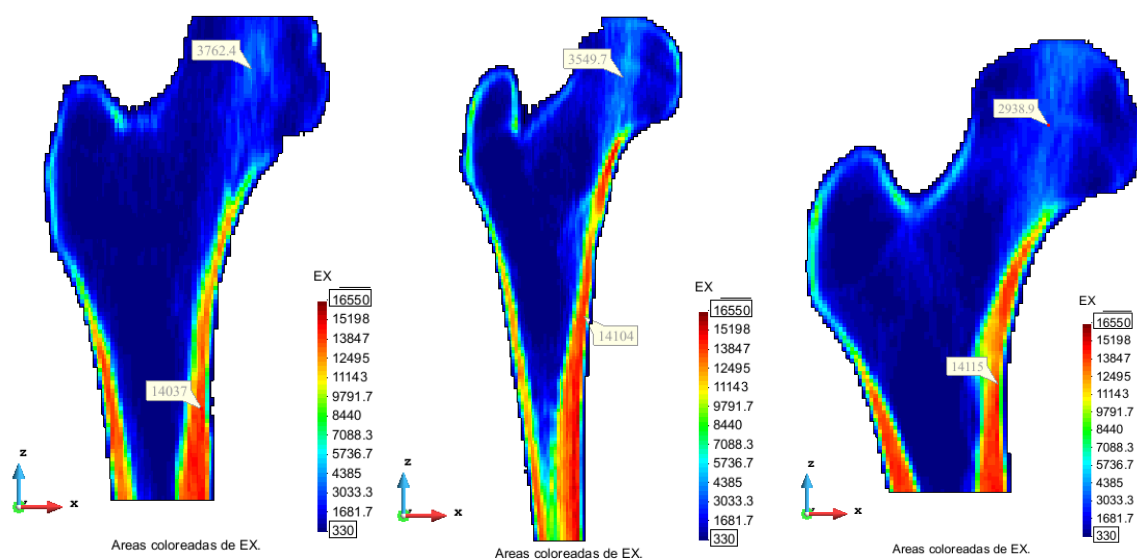


**Figura 52.** 1. Mapeo de paciente 21 ; 2. Mapeo paciente 22 ; 3. Mapeo paciente 23

### 5.1.2. Imágenes segmentación con corte transversal

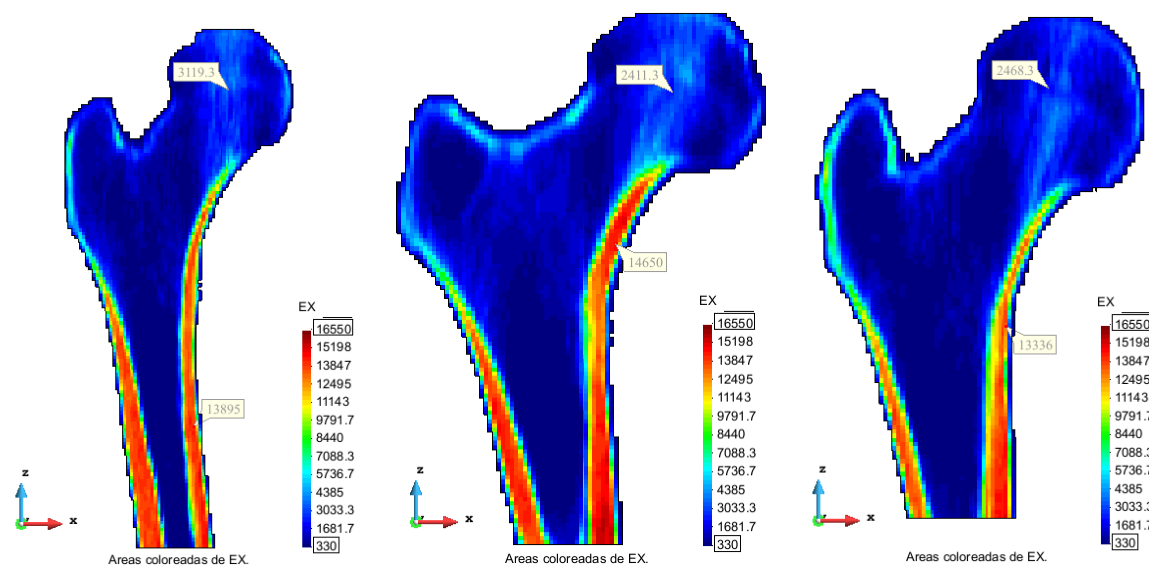


**Figura 53.** 1. Mapeo de paciente 1 ; 2. Mapeo paciente 2 ; 3. Mapeo paciente 3

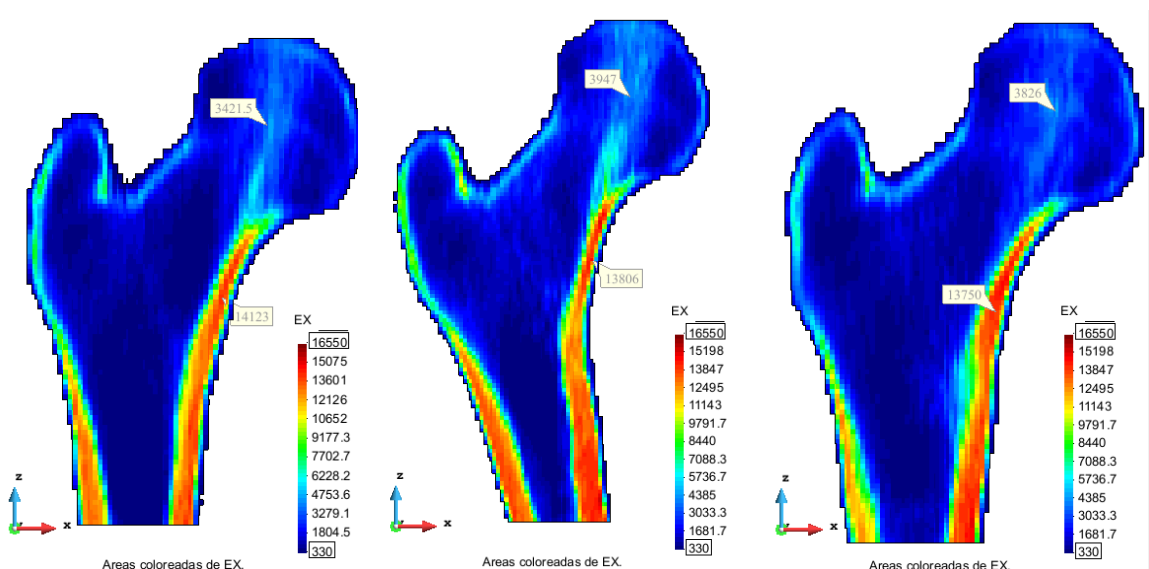


**Figura 54.** 1. Mapeo de paciente 4 ; 2. Mapeo paciente 5 ; 3. Mapeo paciente 6





**Figura 55.** 1. Mapeo de paciente 8 ; 2. Mapeo paciente 9 ; 3. Mapeo paciente 10



**Figura 56.** 1. Mapeo de paciente 11 ; 2. Mapeo paciente 12 ; 3. Mapeo paciente 13

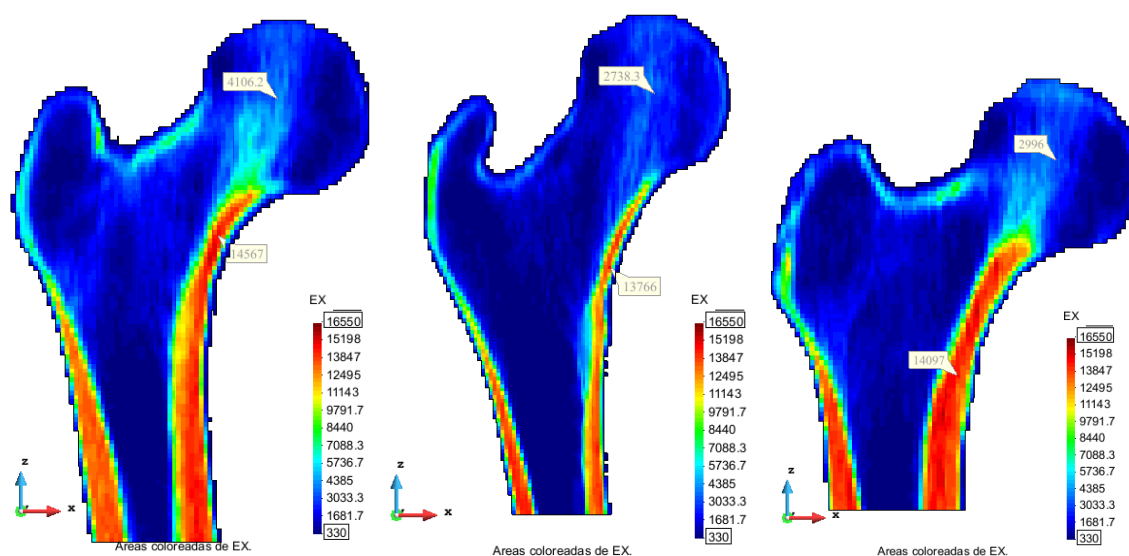


Figura 57. 1. Mapeo de paciente 14 ; 2. Mapeo paciente 15 ; 3. Mapeo paciente 16

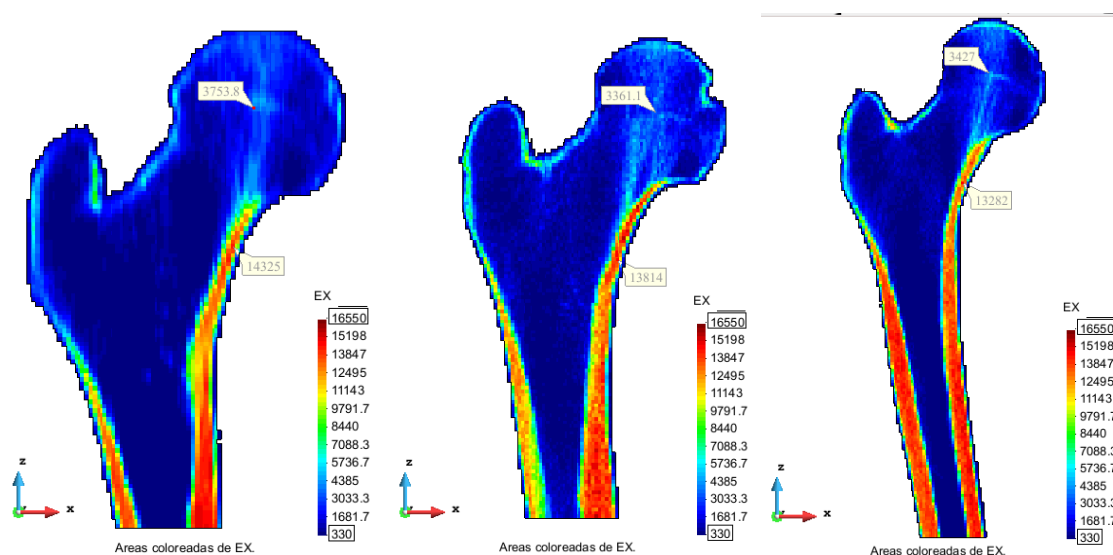


Figura 58. 1. Mapeo de paciente 17 ; 2. Mapeo paciente 18 ; 3. Mapeo paciente 19

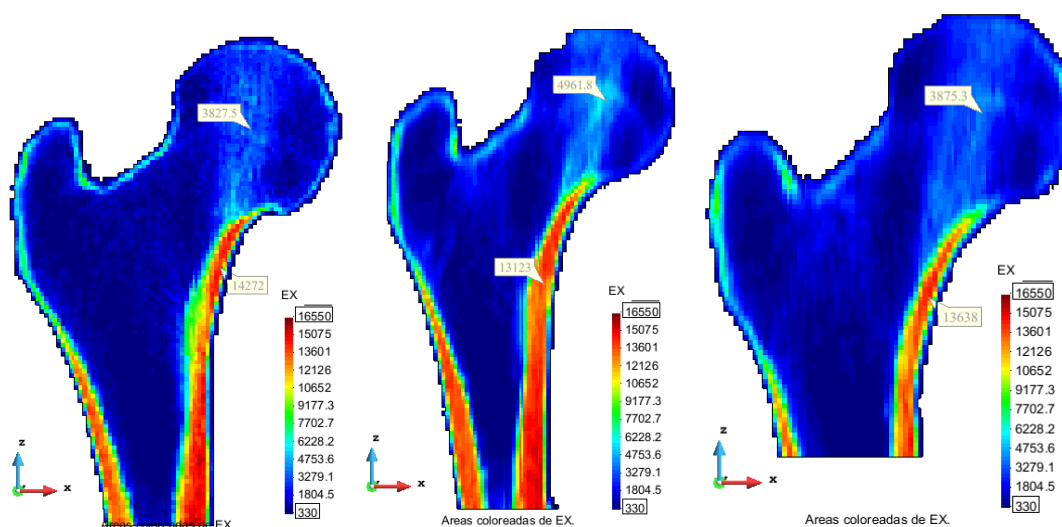


Figura 59. 1. Mapeo de paciente 21 ; 2. Mapeo paciente 22 ; 3. Mapeo paciente 23

## 5.2. Densidad

Primero, se presenta los valores corticales obtenidos con *Stradview*. En general en este trabajo se presentan los valores obtenidos con *Bonemat*, puesto que ofrece unidades más aceptadas o normales. Aunque los valores HU son fiables y tienen importancia en los estudios con rayos X, en norma general se presentan los resultados en unidades  $g/cm^3$  ya que son más fáciles de entender y más reconocibles para todo tipo de público. En este caso, también servirá para comprobar que la relación entre los valores HU y la densidad radiológica máxima se aproximan, y la *Ecuación 18* se cumple.

Paciente	Densidad cortical (HU)	Densidad aparente ( $g/cm^3$ )
Paciente 1	1351	1,6893
Paciente 2	1321	1,6546
Paciente 3	1281	1,6083
Paciente 4	1281	1,6083
Paciente 5	1295	1,6244
Paciente 6	1314	1,6464

Paciente 7 *	-	-
Paciente 8	1307	1,6384
Paciente 9	1352	1,6905
Paciente 10	1272	1,5979
Paciente 11	1271	1,5967
Paciente 12	1298	1,6279
Paciente 13	1276	1,6025
Paciente 14	1295	1,6245
Paciente 15	1290	1,6187
Paciente 16	1232	1,5516
Paciente 17	1326	1,6604
Paciente 18	1253	1,5756
Paciente 19	1356	1,6951
Paciente 20*	-	-
Paciente 21	1294	1,6233
Paciente 22	1335	1,6708
Paciente 23	1222	1,5400

**Tabla 6.** Valores de densidad en HU y densidades aparentes

Se muestra una *Tabla 6* donde hay los valores numéricos de la densidad radiológica. Se muestran los valores máximos que corresponden al hueso cortical. El nivel mínimo impuesto por *Bonemat* es de  $1 \cdot 10^{-6}$ , que se ha estimado 0. Al igual que en el módulo de Young, en la *Tabla 7*, se le añade dos columnas que corresponde a la estimación del módulo de elasticidad en el interior de la epífisis, donde hay tejido esponjoso y otra donde se encuentra el tejido compacto. los dos puntos escogidos para ser estudiados coinciden con los puntos de la *Tabla 8*.

Paciente	Densidad radiológica máxima del hueso cortical ( $g/cm^3$ )	Ejemplo de la densidad radiológica interior hueso cortical ( $g/cm^3$ )	Ejemplo de la densidad radiológica interior hueso trabecular ( $g/cm^3$ )
Paciente 1	1,1352	1,04610	0,34438
Paciente 2	1,1279	1,0211	0,32014
Paciente 3	1,1231	1,0215	0,32496
Paciente 4	1,0956	1,0152	0,35607
Paciente 5	1,1145	1,0184	0,33898
Paciente 6	1,1018	1,0193	0,29056
Paciente 7 *	-	-	-
Paciente 8	1,1321	1,0077	0,30348
Paciente 9	1,1262	1,0479	0,24213
Paciente 10	1,0972	0,9775	0,24732
Paciente 11	1,0546	1,0200	0,33262
Paciente 12	1,1107	1,0032	0,37352
Paciente 13	1,071	0,9999	0,36438
Paciente 14	1,113	1,0434	0,38585
Paciente 15	1,1097	1,0008	0,27294
Paciente 16	1,042	1,0186	0,29398
Paciente 17	1,1384	1,0304	0,35406
Paciente 18	1,1335	1,0021	0,31829
Paciente 19	1,1447	0,9737	0,32382

Paciente 20*	-	-	-
Paciente 21	1,1176	1,027	0,35749
Paciente 22	1,1123	0,9656	0,44983
Paciente 23	1,1176	0,9939	0,36886

**Tabla 7.** Valores de densidad radiológica según el paciente estudiado

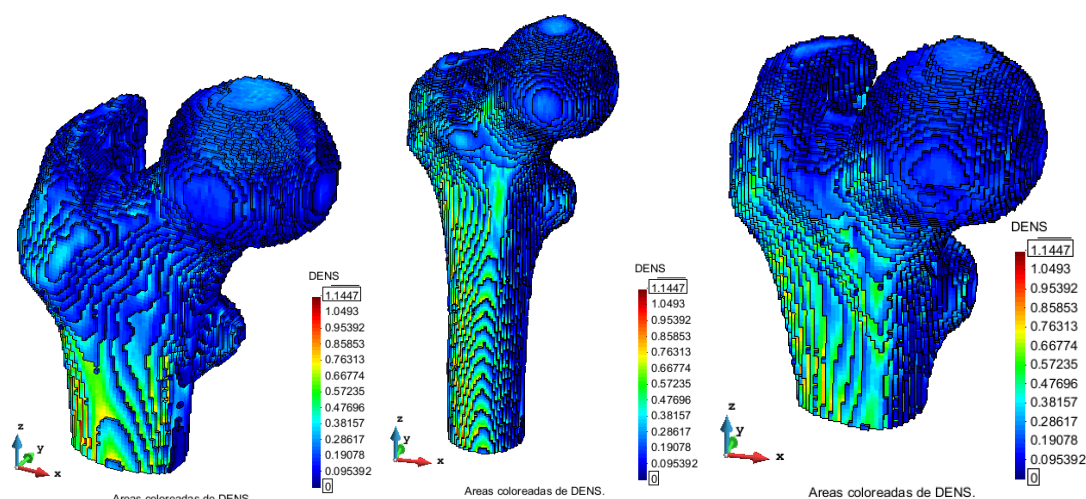
No obstante, los resultados de las densidades de la tabla no se pueden considerar reales. Para ello, se presenta la siguiente *Tabla 8* con las densidades aparentes:

Paciente	Densidad aparente máxima del hueso cortical ( $g/cm^3$ )	Ejemplo de la densidad aparente interior hueso cortical ( $g/cm^3$ )	Ejemplo de la densidad aparente interior hueso trabecular ( $g/cm^3$ )
Paciente 1	1,7910	1,6607	0,6350
Paciente 2	1,7803	1,6242	0,5996
Paciente 3	1,7733	1,6248	0,6066
Paciente 4	1,7331	1,6156	0,6521
Paciente 5	1,7607	1,6202	0,6271
Paciente 6	1,7421	1,6215	0,5564
Paciente 7 *	-	-	-
Paciente 8	1,7864	1,6046	0,5753
Paciente 9	1,9762	1,6633	0,4856
Paciente 10	1,7354	1,5604	0,4932
Paciente 11	1,6731	1,6226	0,6178

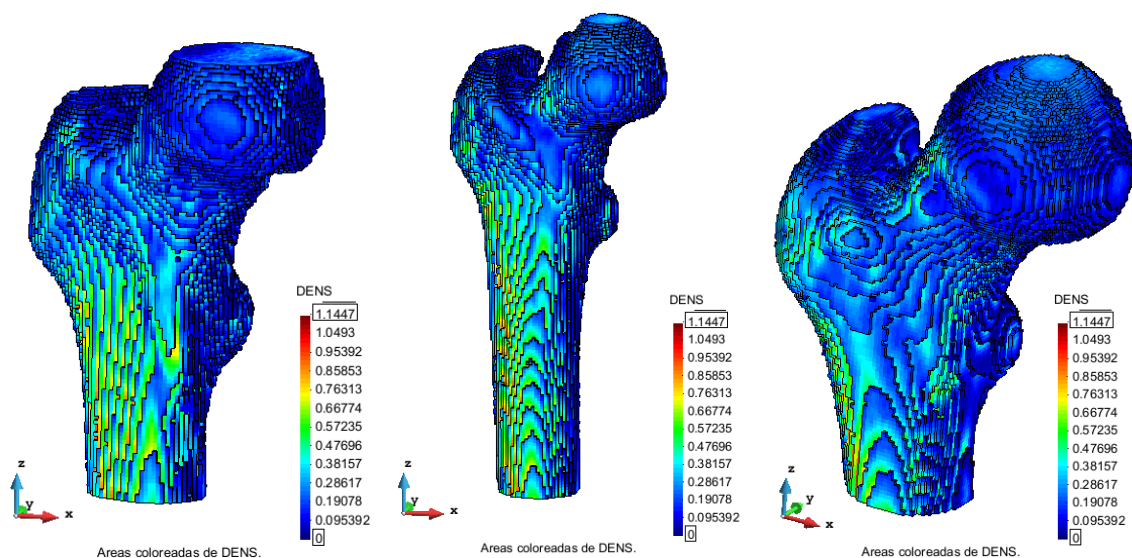
Paciente 12	1,7551	1,5980	0,6776
Paciente 13	1,6971	1,5932	0,6643
Paciente 14	1,7585	1,6568	0,6957
Paciente 15	1,7537	1,5945	0,5306
Paciente 16	1,6547	1,6205	0,5614
Paciente 17	1,7956	1,6378	0,6492
Paciente 18	1,7885	1,5964	0,5969
Paciente 19	1,8048	1,5549	0,6050
Paciente 20*	-	-	-
Paciente 21	1,7652	1,6328	0,6542
Paciente 22	1,7575	1,5431	0,7892
Paciente 23	1,7652	1,5844	0,6708

**Tabla 8.** Valores de densidad aparente según el paciente estudiado

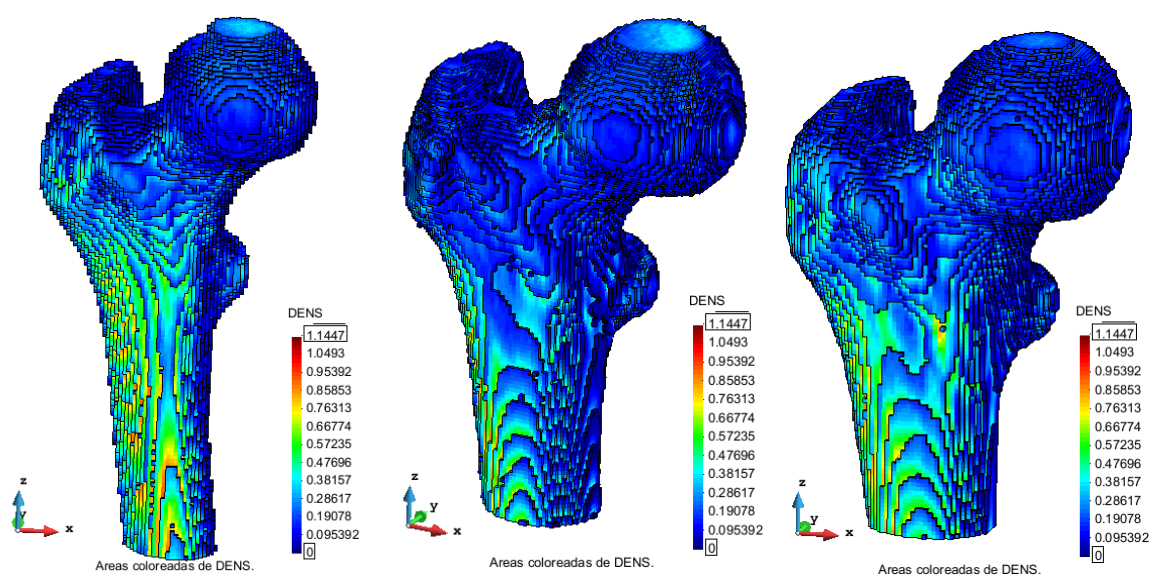
### 5.2.1. Imágenes segmentación completa



**Figura 60.** 1. Mapeo de paciente 1 ; 2. Mapeo paciente 2 ; 3. Mapeo paciente 3

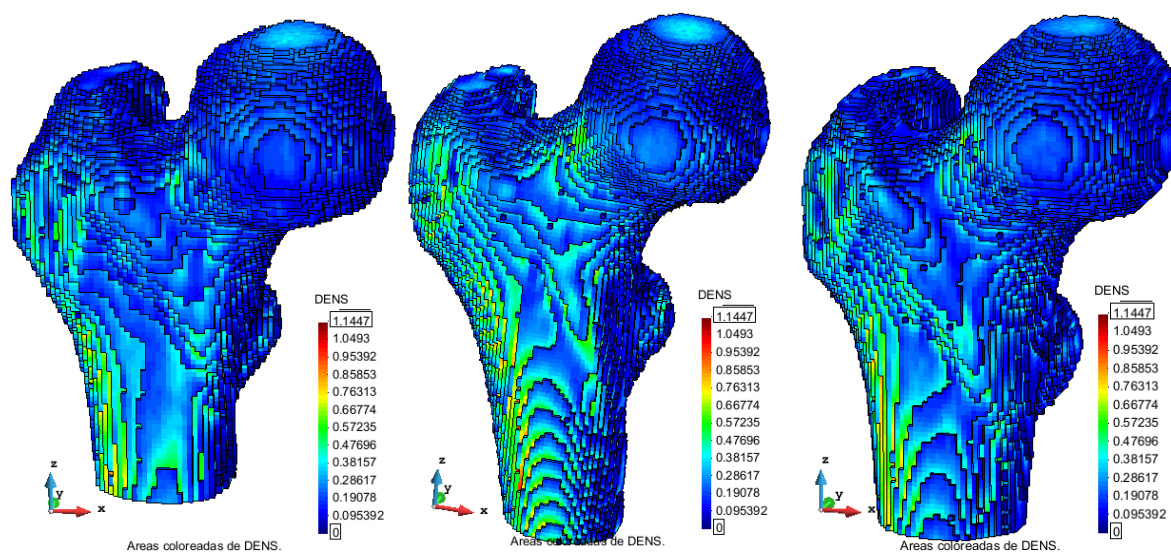


**Figura 61.** 1. Mapeo de paciente 4 ; 2. Mapeo paciente 5 ; 3. Mapeo paciente 6

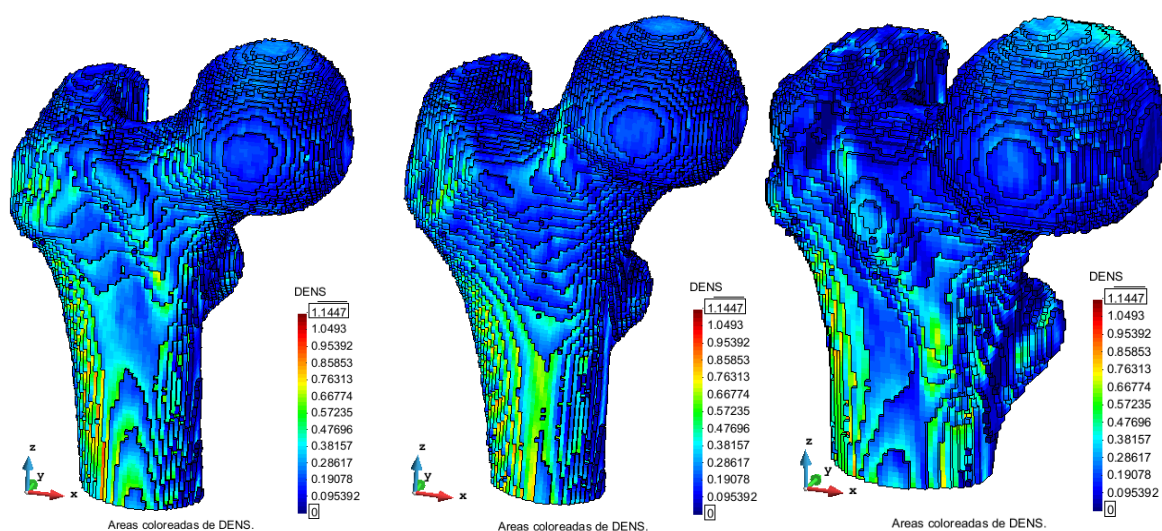


**Figura 62.** 1. Mapeo de paciente 8 ; 2. Mapeo paciente 9 ; 3. Mapeo paciente 10

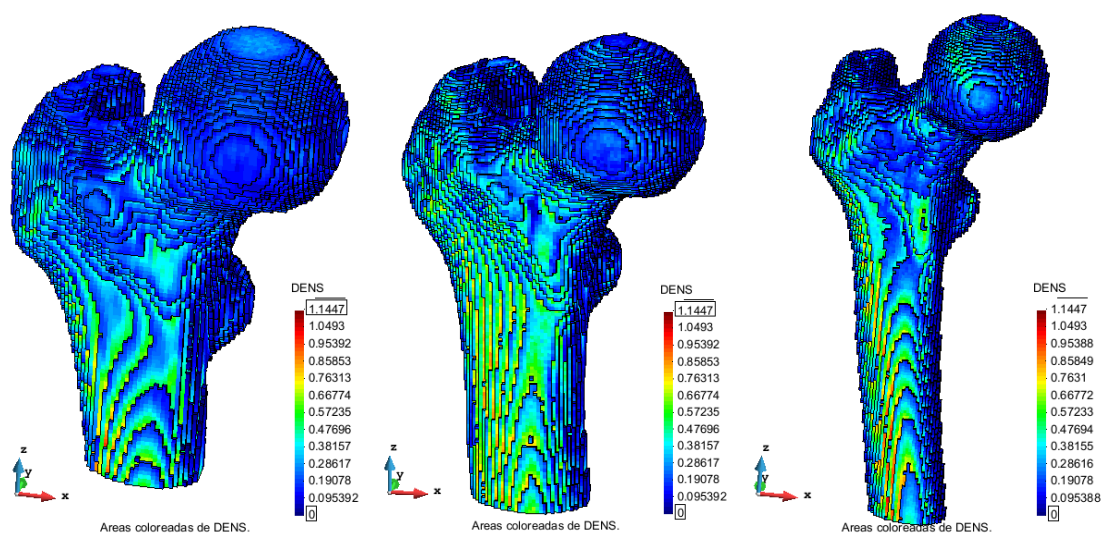




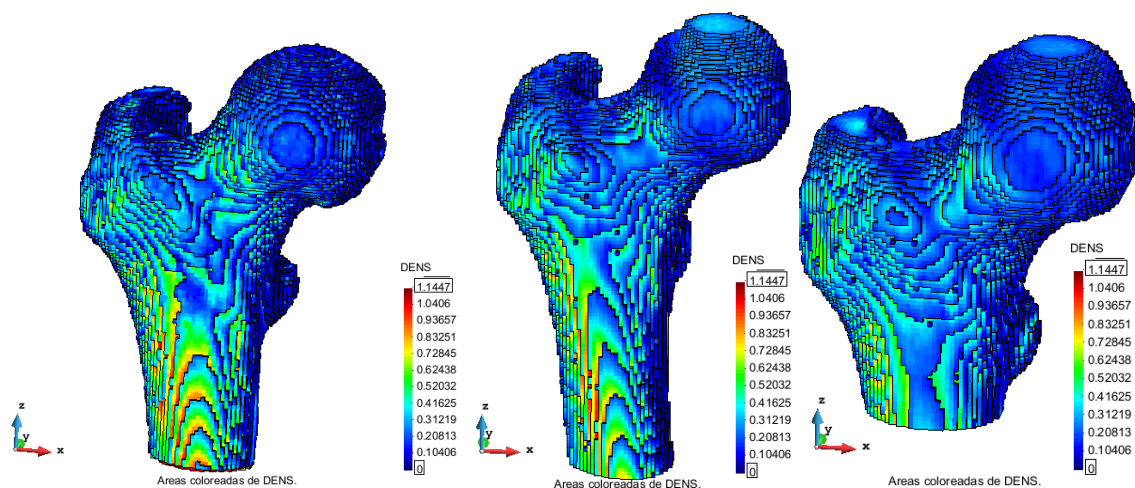
**Figura 63.** 1. Mapeo de paciente 11 ; 2. Mapeo paciente 12 ; 3. Mapeo paciente 13



**Figura 64.** 1. Mapeo de paciente 14 ; 2. Mapeo paciente 15 ; 3. Mapeo paciente 16



**Figura 65.** 1. Mapeo de paciente 17 ; 2. Mapeo paciente 18 ; 3. Mapeo paciente 19



**Figura 66.** 1. Mapeo de paciente 21 ; 2. Mapeo paciente 22 ; 3. Mapeo paciente 23

## 5.2.2. Imágenes segmentación con corte transversal

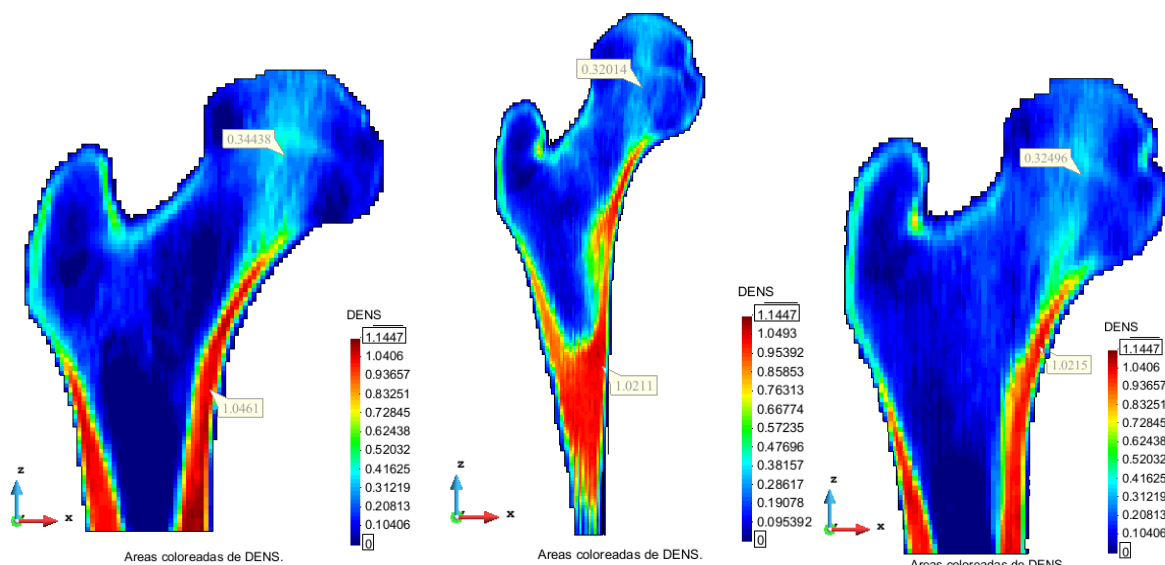


Figura 67. 1. Mapeo de paciente 1 ; 2. Mapeo paciente 2 ; 3. Mapeo paciente 3

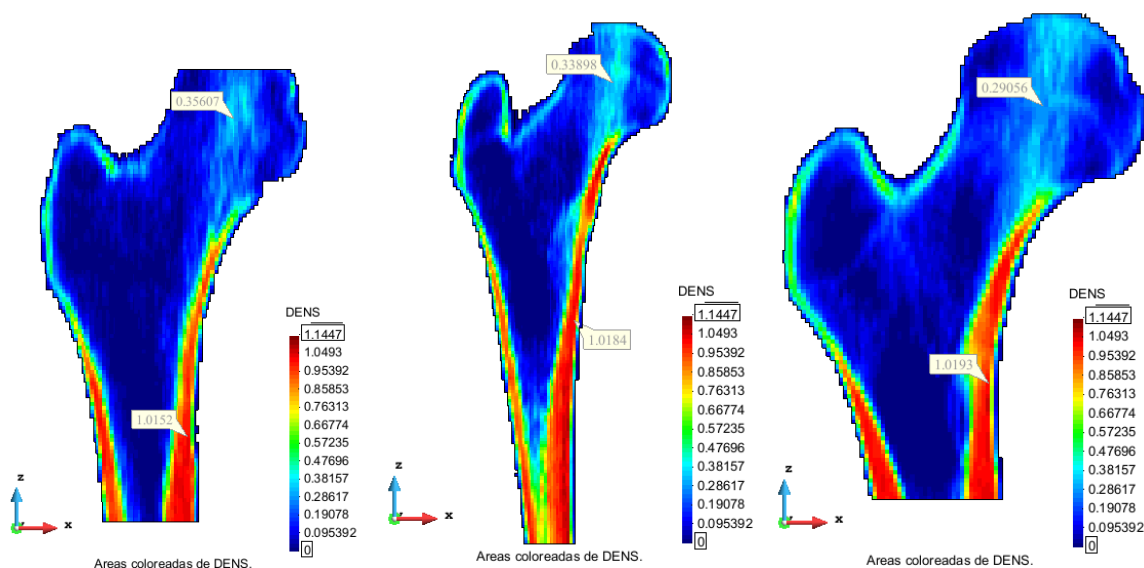


Figura 68. 1. Mapeo de paciente 4 ; 2. Mapeo paciente 5 ; 3. Mapeo paciente 6

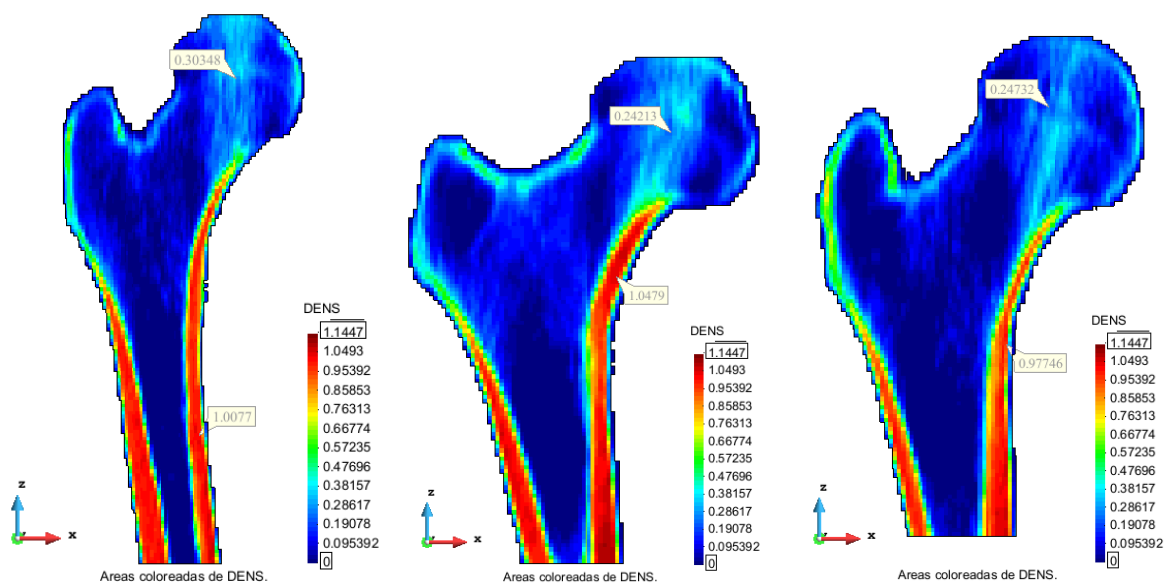


Figura 69. 1. Mapeo de paciente 8 ; 2. Mapeo paciente 9 ; 3. Mapeo paciente 10

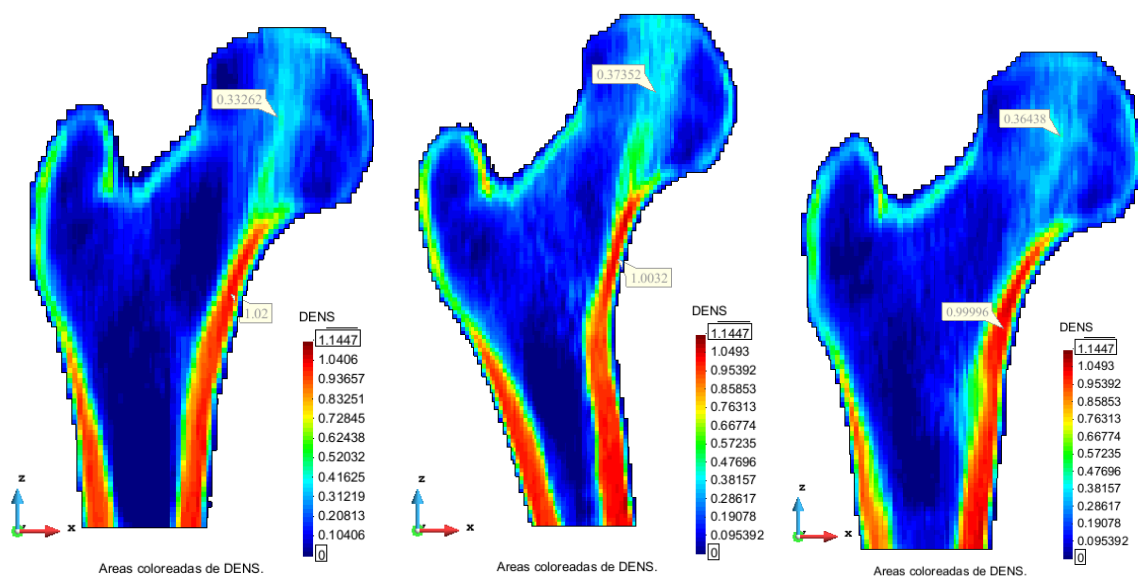


Figura 70. 1. Mapeo de paciente 11 ; 2. Mapeo paciente 12 ; 3. Mapeo paciente 13

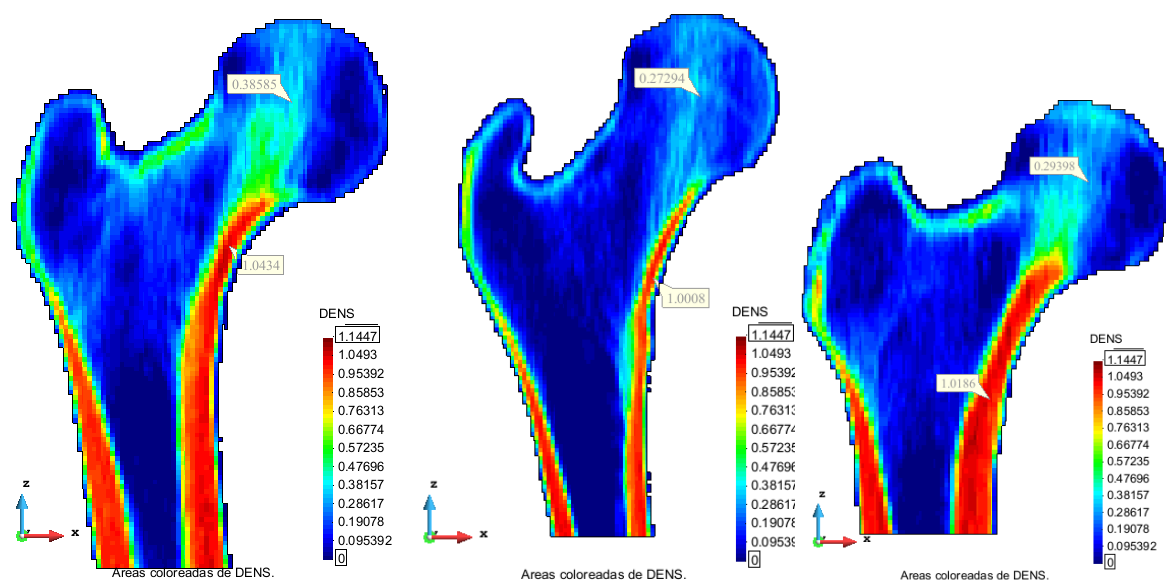


Figura 71 1. Mapeo de paciente 14 ; 2. Mapeo paciente 15 ; 3. Mapeo paciente 16

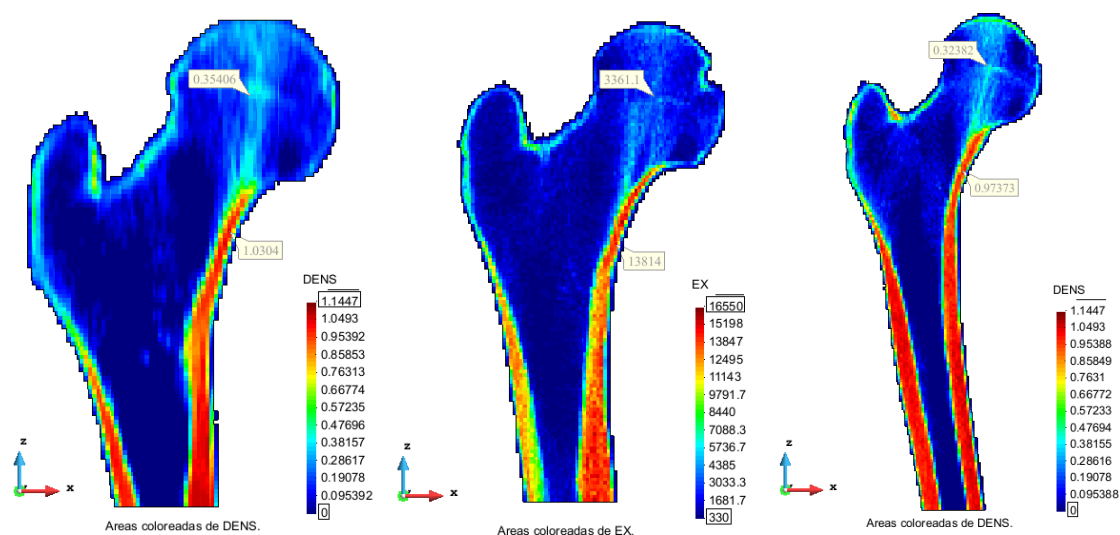
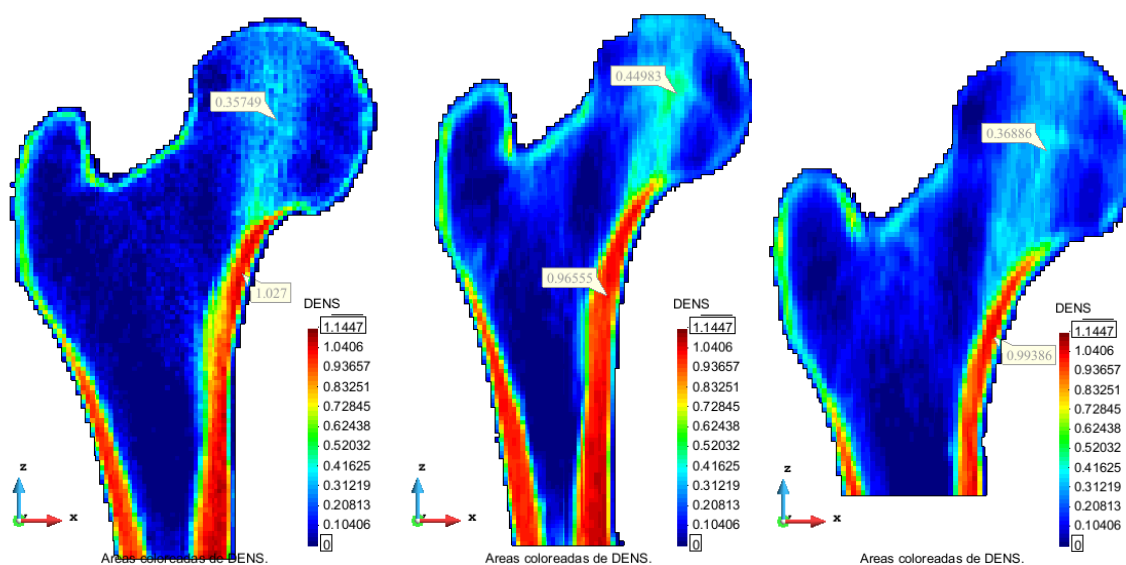


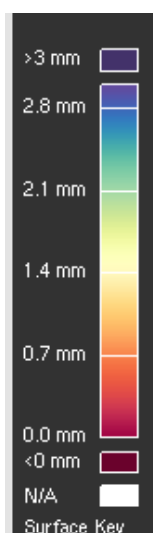
Figura 72. 1. Mapeo de paciente 17 ; 2. Mapeo paciente 18 ; 3. Mapeo paciente 19



**Figura 73.** 1. Mapeo de paciente 21 ; 2. Mapeo paciente 22 ; 3. Mapeo paciente 23

### 5.3. Grosor

Todos los datos de grosor se han obtenido del *Stradview*, se ha conseguido una imagen del gráfico colorido de la segmentación de cada paciente (menos del núm. 7 y 20) sometido a una misma escala entre estos intervalos [0, 3] mm como la de la *Figura 74*. Este software también realiza un estudio de anchura a media altura, es decir, calcula el grosor entre el valor más grande de densidad y el valor de densidad medio. Este valor da una información interesante para descubrir el grosor del hueso cortical de cada paciente. Se presentan los valores obtenidos en la siguiente *Tabla 9*.



**Figura 74.** Escala de grosor aplicada

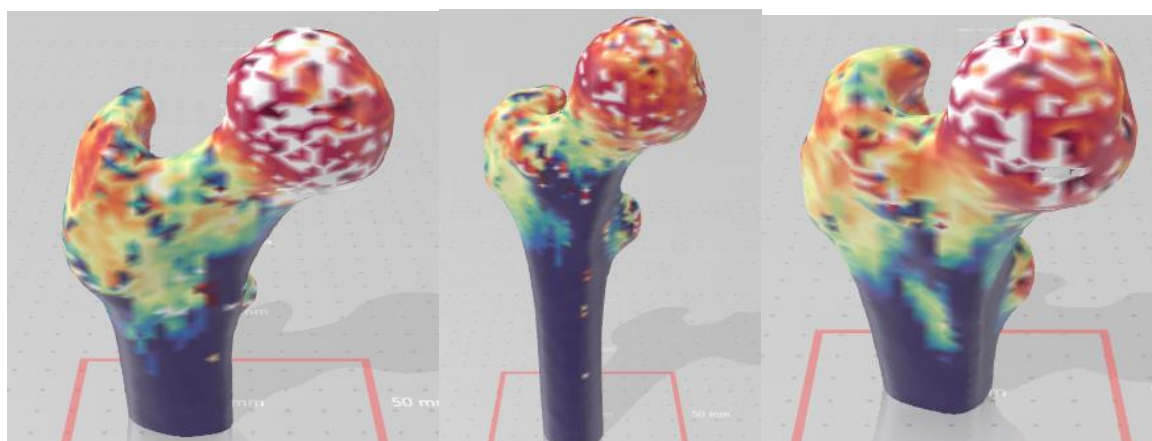
Paciente	Valores de anchura a media altura ( <i>mm</i> )
Paciente 1	2,13
Paciente 2	2,22
Paciente 3	1,82
Paciente 4	1,73
Paciente 5	2,07
Paciente 6	1,87
Paciente 7 *	-
Paciente 8	1,97
Paciente 9	2,13
Paciente 10	1,94
Paciente 11	2,02
Paciente 12	2,05
Paciente 13	1,95
Paciente 14	2,03
Paciente 15	1,99
Paciente 16	2,16
Paciente 17	2,08
Paciente 18	0,37
Paciente 19	0,41
Paciente 20*	-



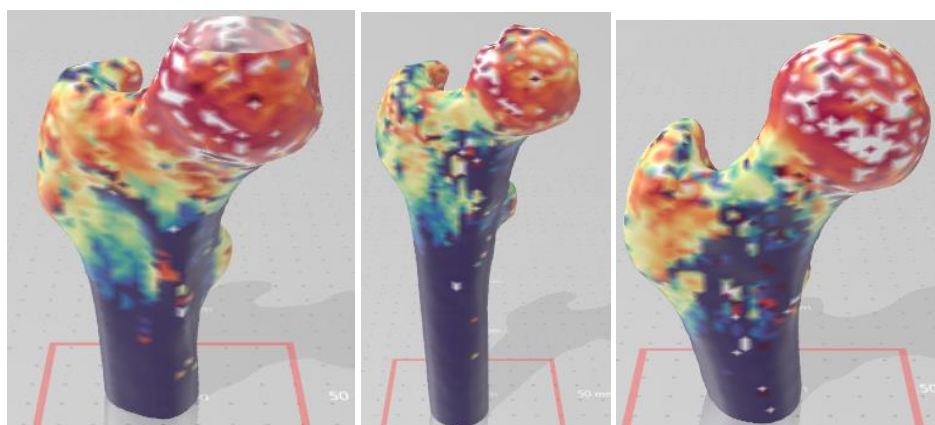
Paciente 21	0,61
Paciente 22	2,12
Paciente 23	2,04

**Tabla 9.** Valores de anchura a media altura según paciente

### 5.3.1. Imágenes segmentación completa

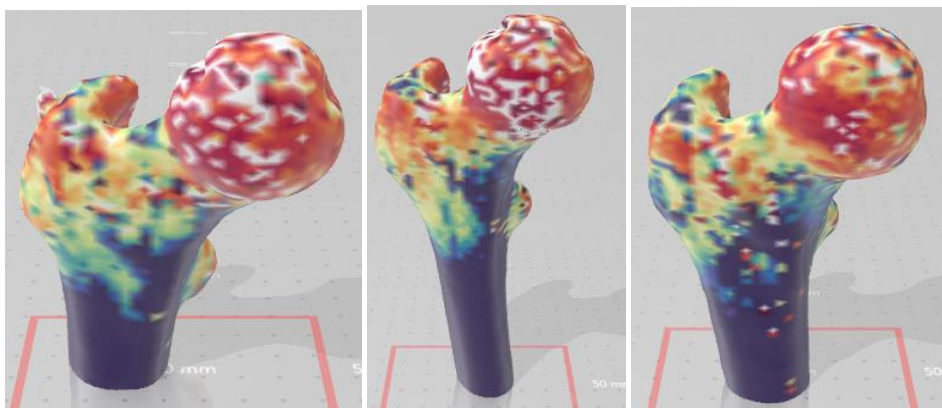


**Figura 75.** 1. Mapeo de paciente 1 ; 2. Mapeo paciente 2 ; 3. Mapeo paciente 3

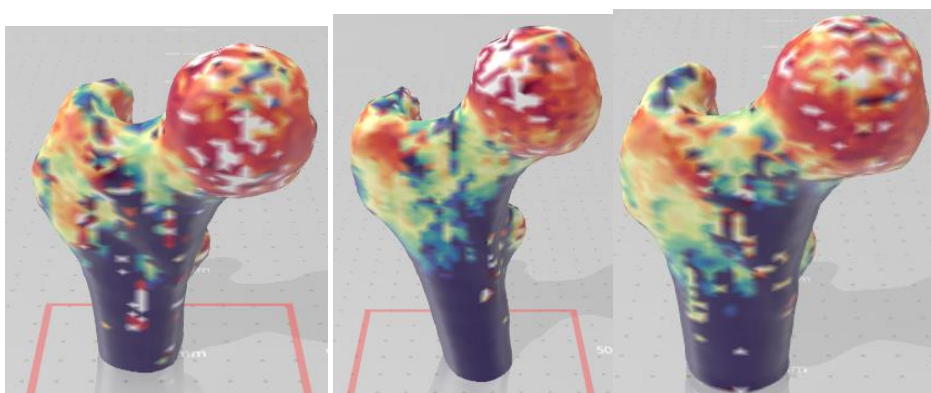


**Figura 76.** 1. Mapeo de paciente 4 ; 2. Mapeo paciente 5 ; 3. Mapeo paciente 6

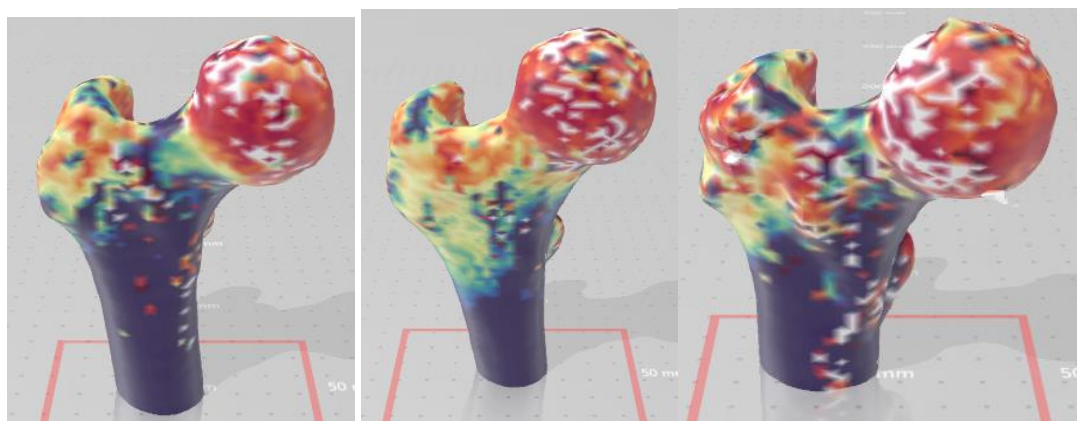




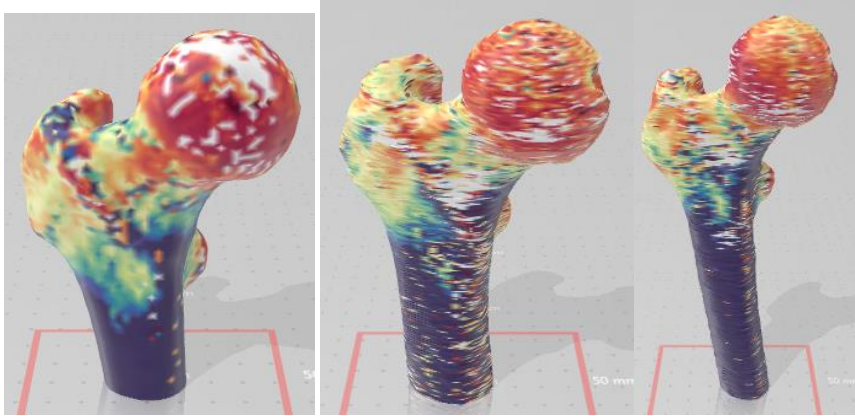
**Figura 77.** 1. Mapeo de paciente 8 ; 2. Mapeo paciente 9 ; 3. Mapeo paciente 10



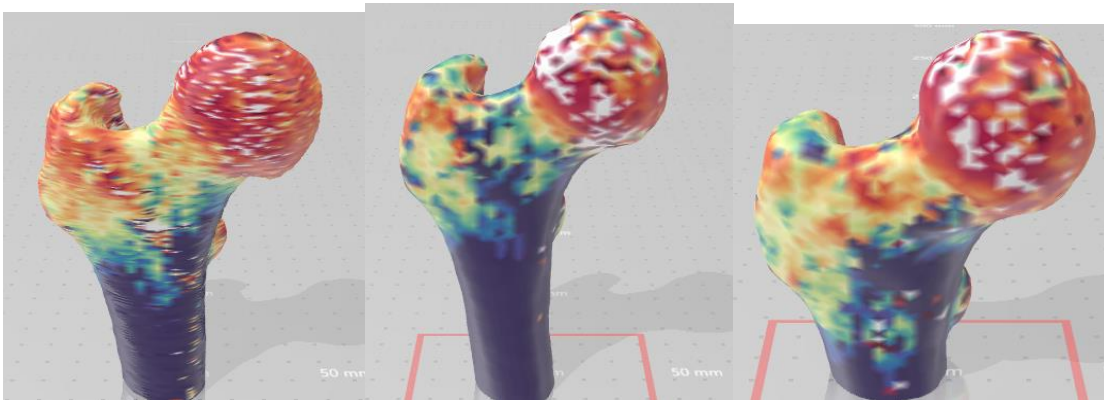
**Figura 78.** 1. Mapeo de paciente 11 ; 2. Mapeo paciente 12 ; 3. Mapeo paciente 13



**Figura 79.** 1. Mapeo de paciente 14 ; 2. Mapeo paciente 15 ; 3. Mapeo paciente 16



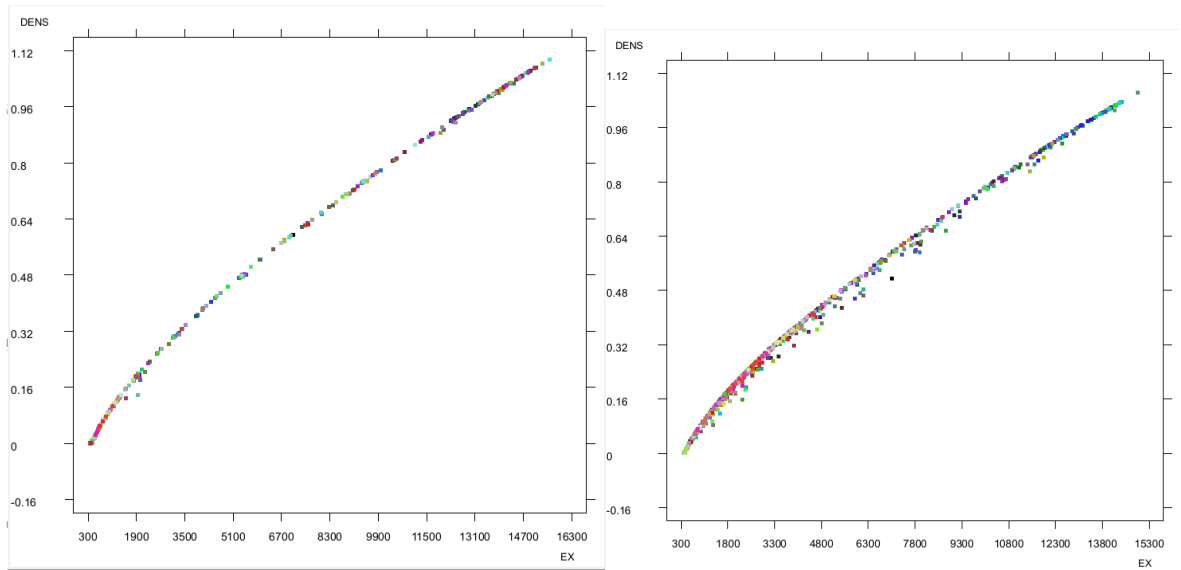
**Figura 80.** 1. Mapeo de paciente 17 ; 2. Mapeo paciente 18 ; 3. Mapeo paciente 19



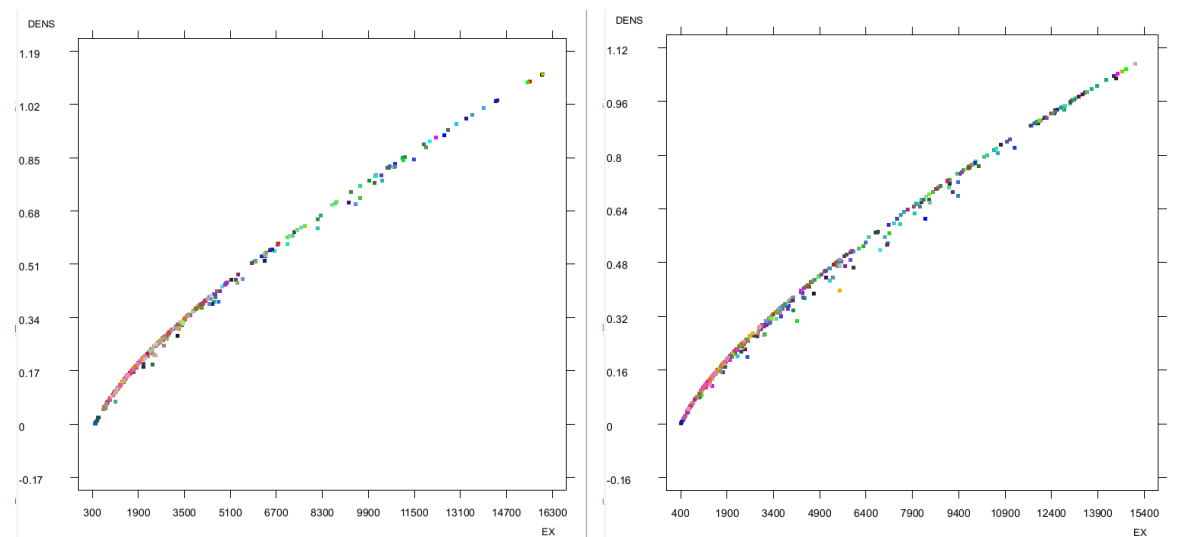
**Figura 81.** Mapeo de paciente 21 ; 2. Mapeo paciente 22 ; 3. Mapeo paciente 23

## 5.4. Relación módulo de Young – densidad

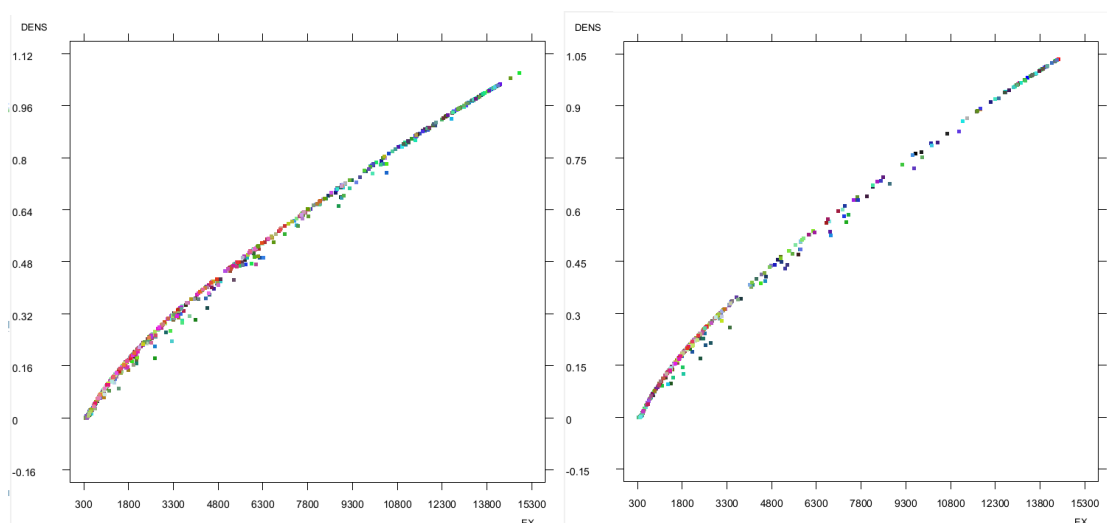
En el marco teórico y en el apartado **4.2.3.1** se ha visto la relación entre el módulo de Young y la densidad. A continuación, se presentará los gráficos del módulo de Young en función de la densidad de los pacientes estudiados. A partir de estos resultados se podrá verificar si se cumplen las *Ecuaciones 19 y 20*, y se podrá observar la diferencia entre los pacientes sanos y los que sufren Cushing. También ayudan a determinar el grado de osteoporosis, ya que se puede observar entre que valores de sitúan los puntos y dónde se concentran más, que darán información de los valores del hueso en todo su volumen.



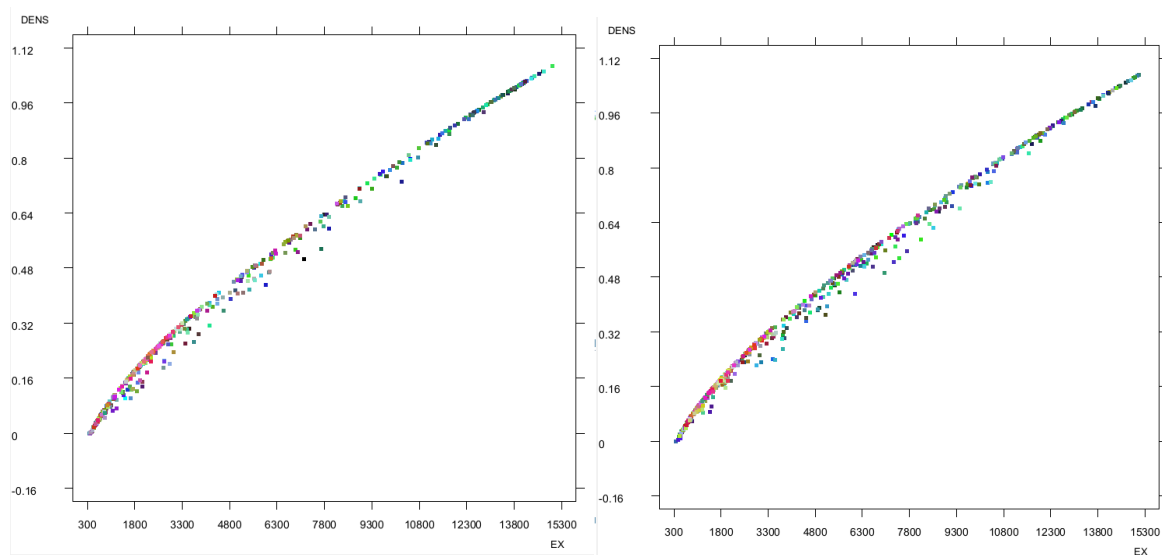
**Figura 82.** 1. Gráfico paciente 1 ; 2. Gráfico paciente 2



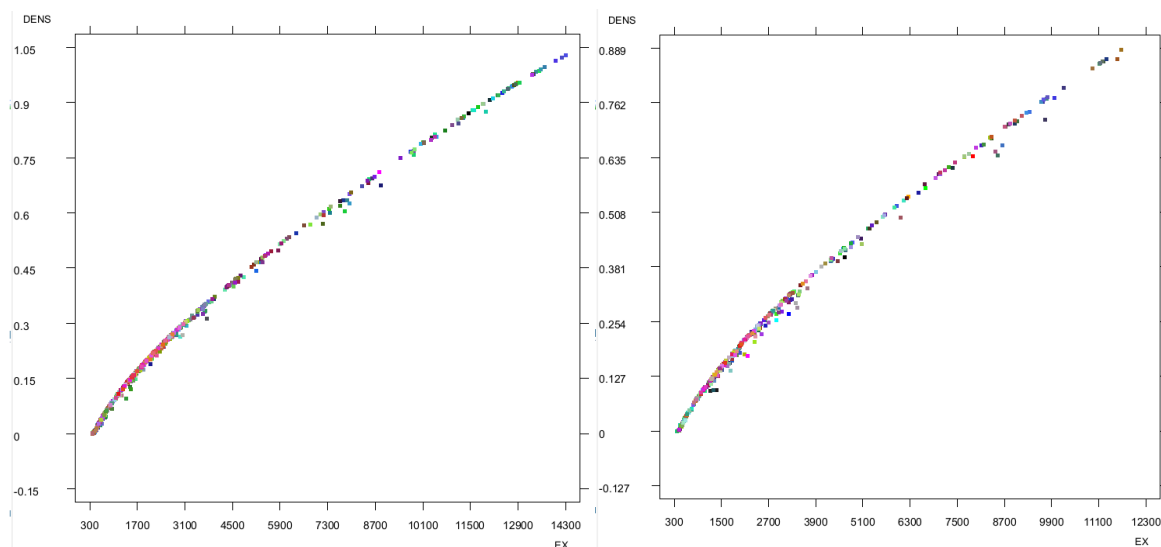
**Figura 83.** 1. Gráfico paciente 3 ; 2. Gráfico paciente 4



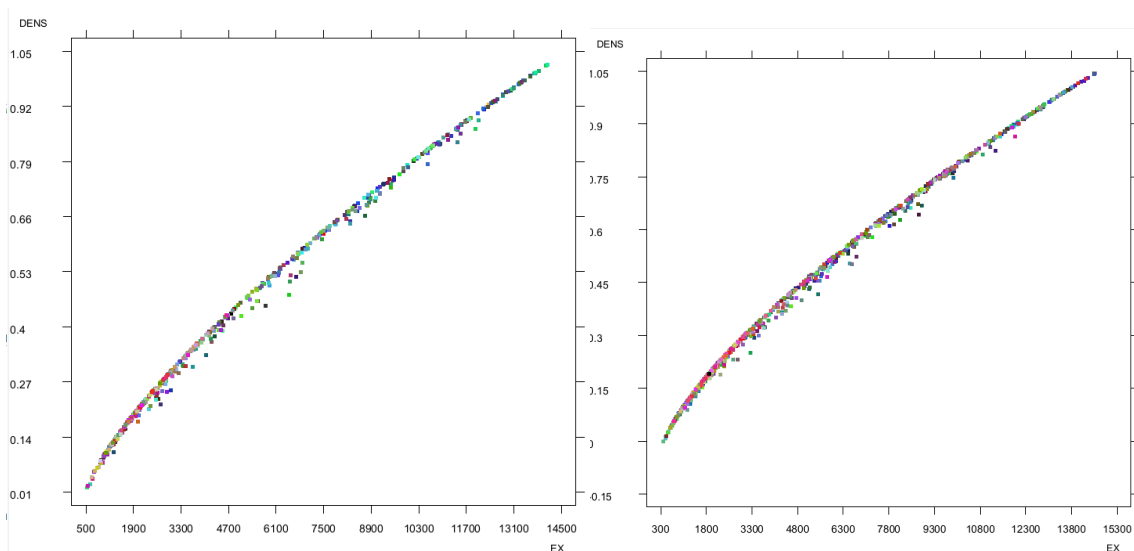
**Figura 84.** 1. Gráfico paciente 5 ; 2. Gráfico paciente 6



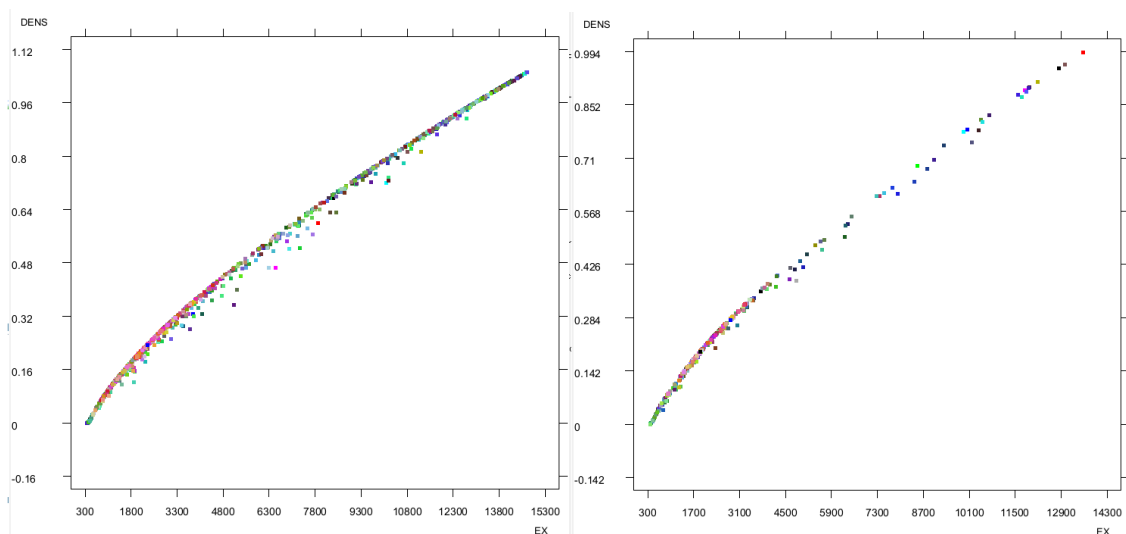
**Figura 85.** 1. Gráfico paciente 8 ; 2. Gráfico paciente 9



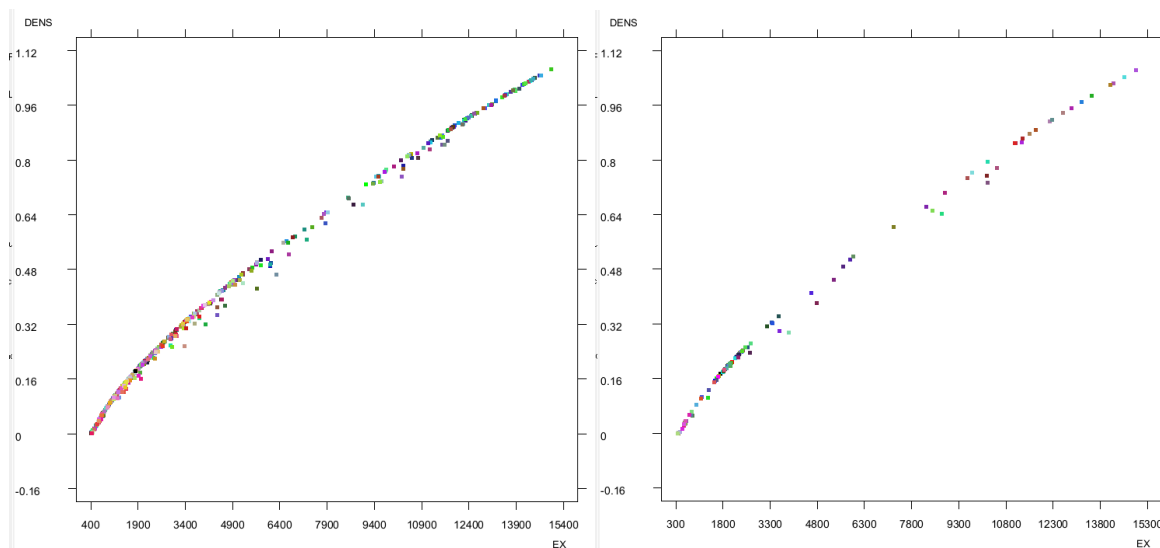
**Figura 86.** 1. Gráfico paciente 10 ; 2. Gráfico paciente 11



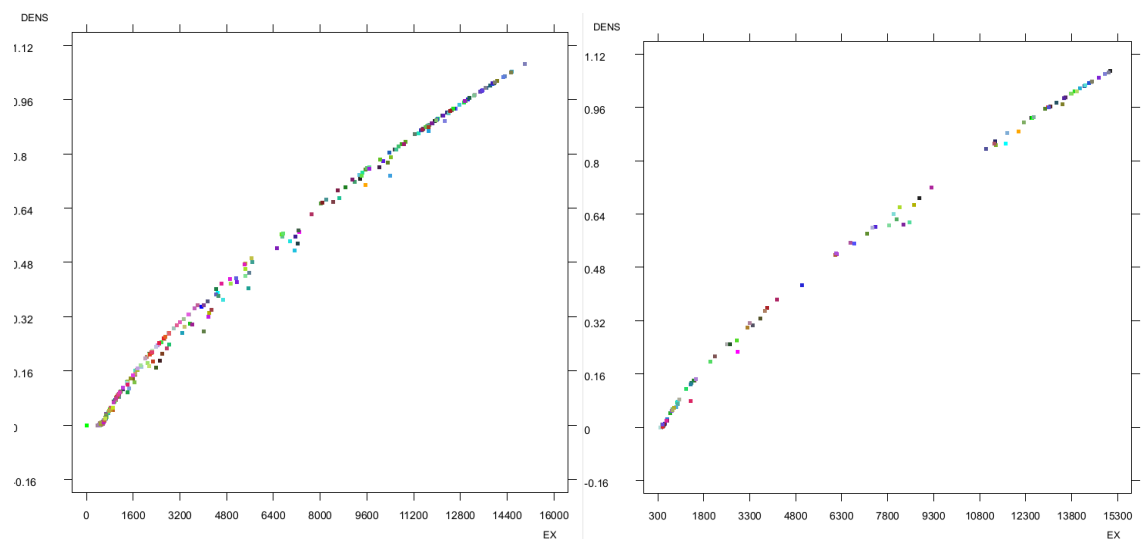
**Figura 87.** 1. Gráfico paciente 12 ; 2. Gráfico paciente 13



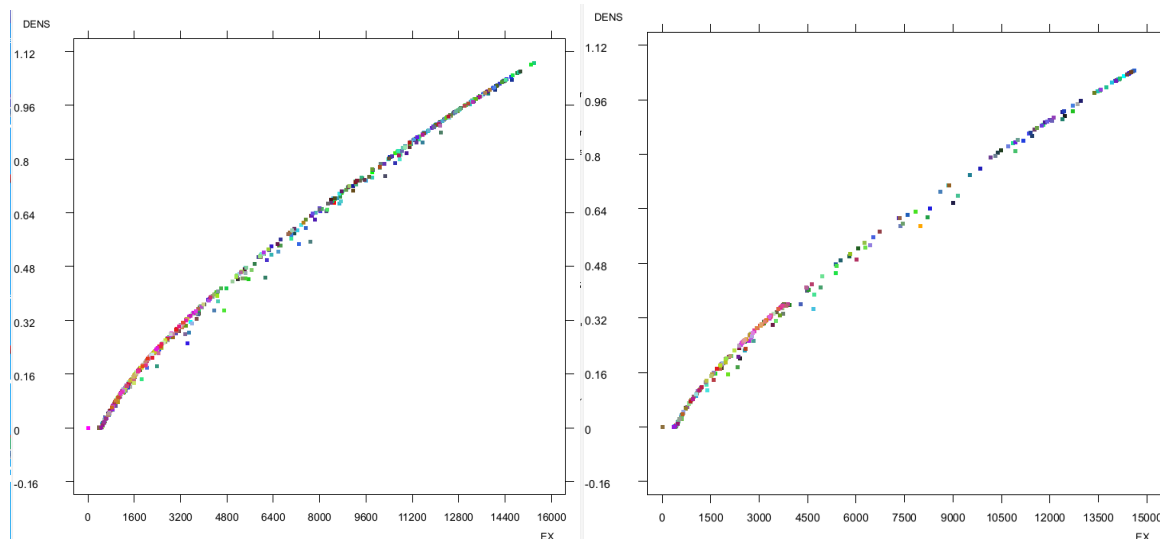
**Figura 88.** 1. Gráfico paciente 14 ; 2. Gráfico paciente 15



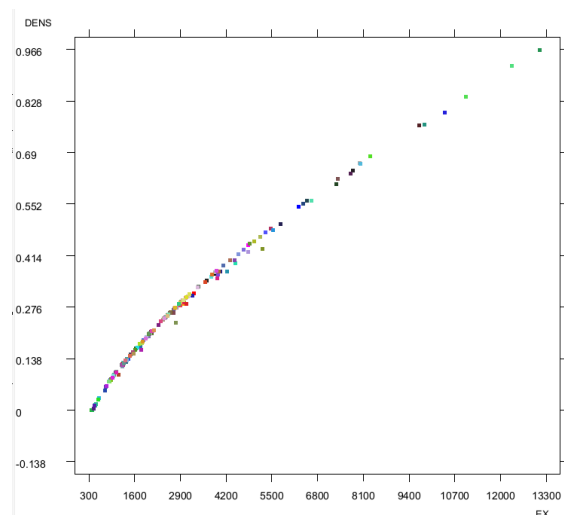
**Figura 89.** 1. Gráfico paciente 16 ; 2. Gráfico paciente 17



**Figura 90.** 1. Gráfico paciente 18 ; 2. Gráfico paciente 19



**Figura 91.** 1. Gráfico paciente 21 ; 2. Gráfico paciente 22



**Figura 92.** Gráfico paciente 23

## 5.5. Estudio de convergencia

En este apartado del proyecto se hace un estudio de convergencia para observar cómo influye el tamaño de malla en obtener los valores del módulo de Young y los valores de densidad. Para ello, se ha escogido uno de los pacientes al azar y se ha aplicado seis tamaños de malla. En este caso se estudia el paciente 15 y se le aplican malla de 4.5, 3.5, 2.5, 1.5, 1, 0.75 mm. En la siguiente *Tabla 10* se presentan el número de nodos y elementos según la malla.

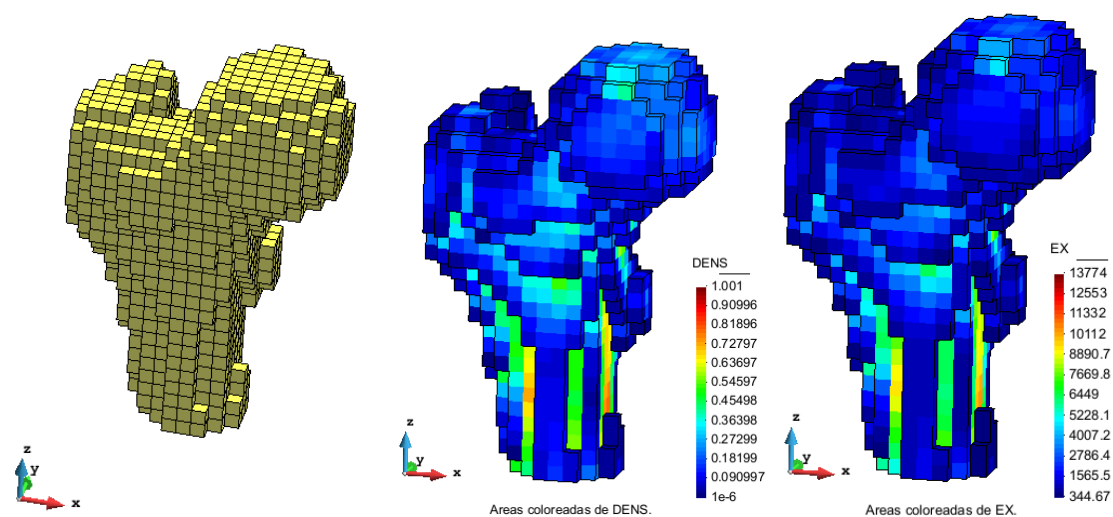
Tamaño de malla	Número de nodos	Número de elementos
4,5	3436	2530
3,5	6814	5318
2,5	15611	12894
1,5	62436	55213
1	195006	179116
0,75	440942	413096

**Tabla 10.** Número de nodos y elementos en función del tamaño de malla



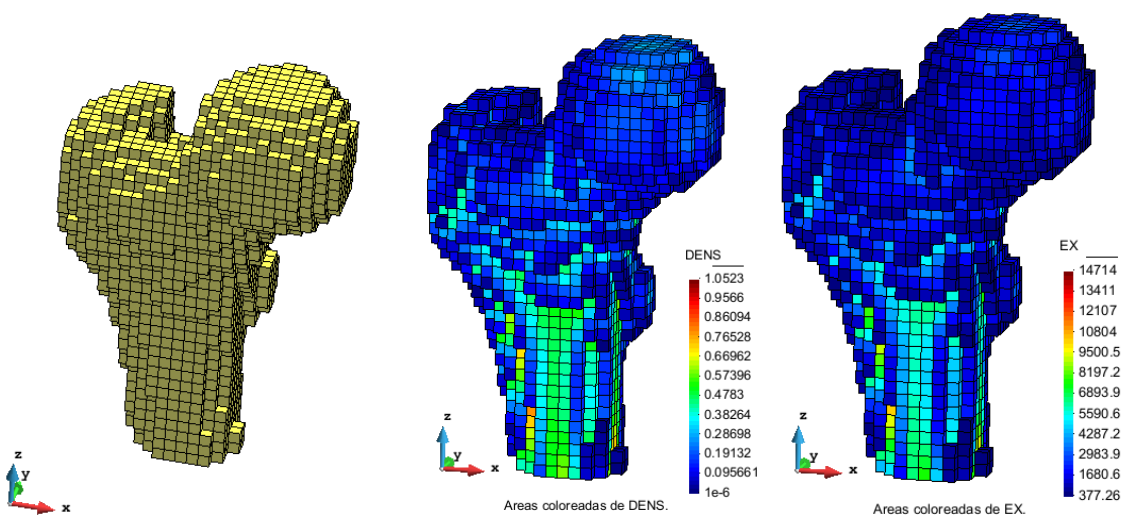
Las imágenes a continuación muestran los mallados y el mapeo del módulo de Young y la densidad según los tamaños escogidos.

### 5.5.1. Malla de 4,5 mm



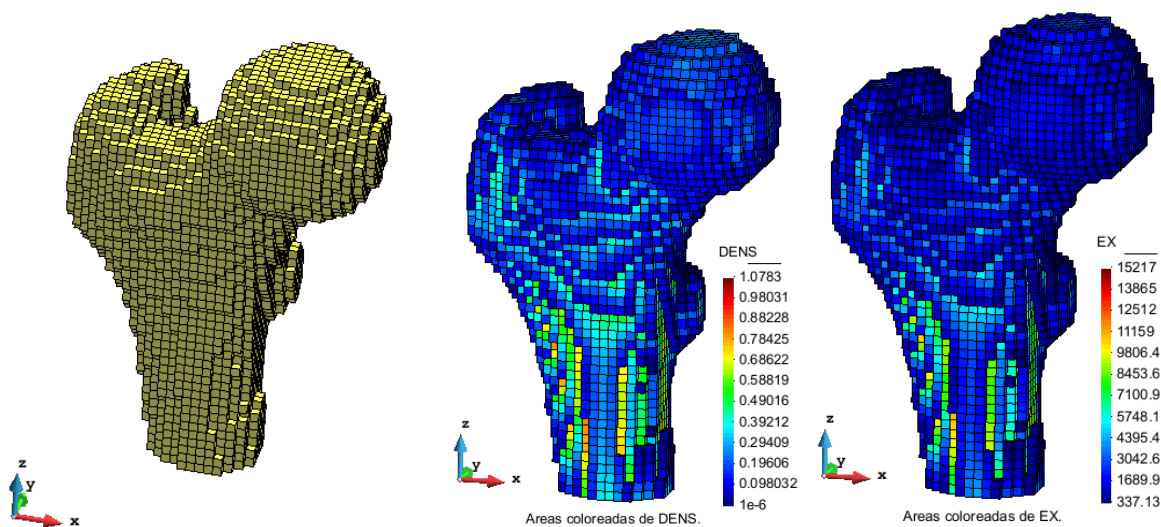
**Figura 93.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2.Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.2. Malla de 3,5 mm



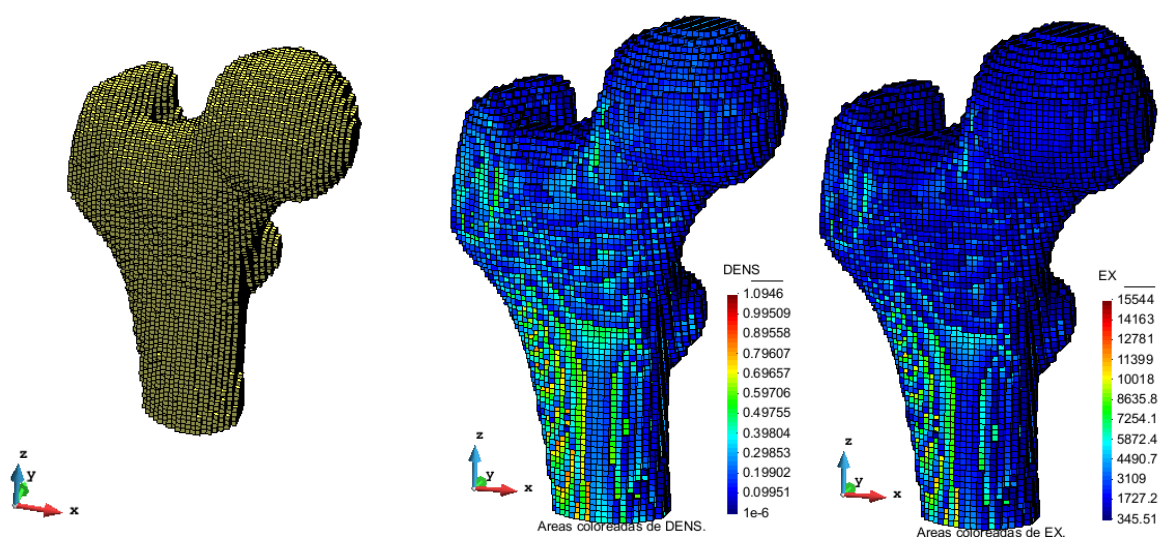
**Figura 94.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2.Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.3. Malla de 2,5 mm



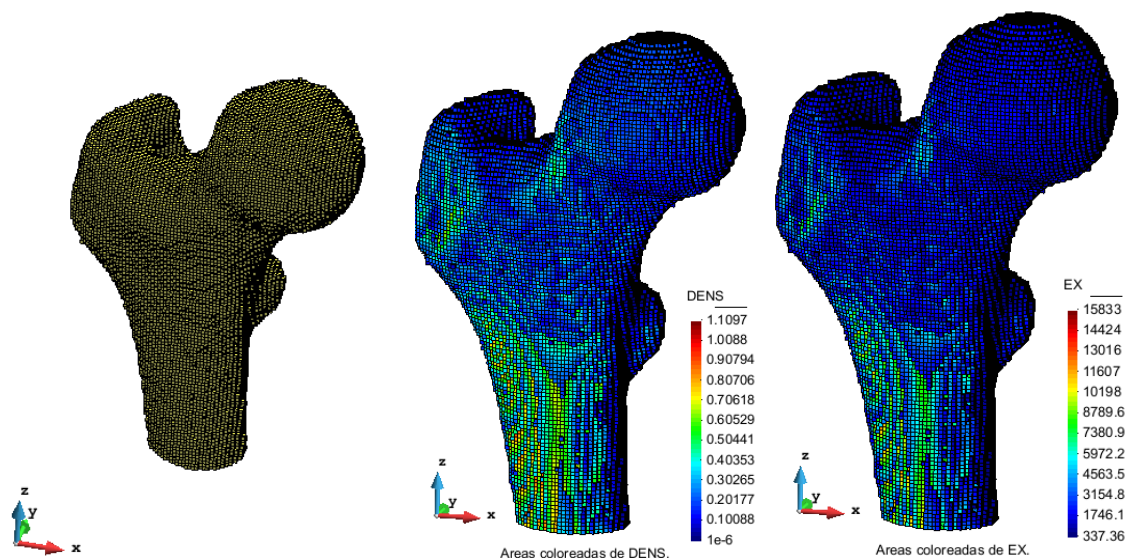
**Figura 95.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2. Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.4. Malla de 1,5 mm



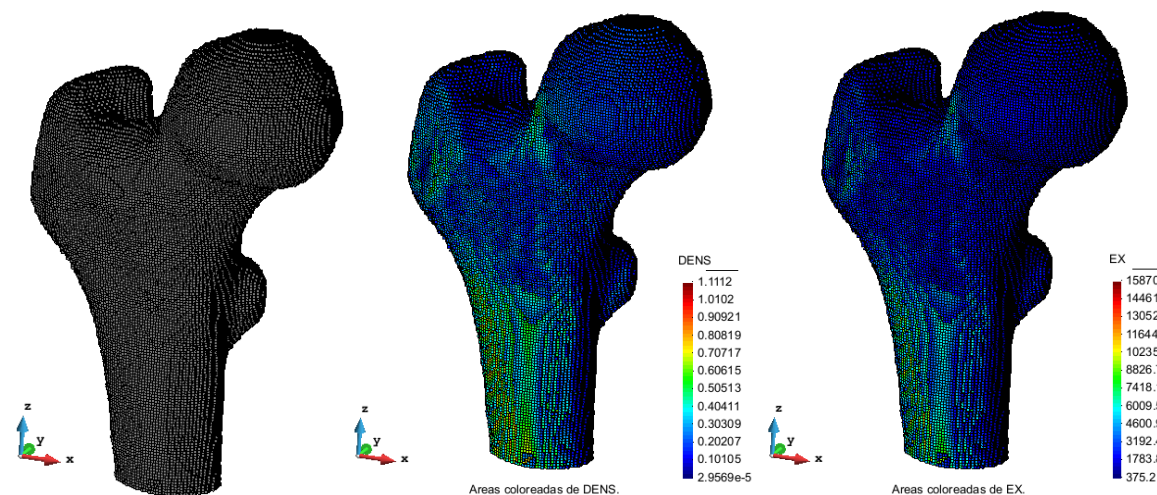
**Figura 96.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2. Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.5. Malla de 1 mm



**Figura 97.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2.Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.6. Malla de 0.75 mm



**Figura 98.** 1. Imagen de la malla en *GID* ; 2.Mapeo de la densidad en *GID* ; 3. Mapeo del módulo de Young en *GID*

### 5.5.7. Gráficos de convergencia

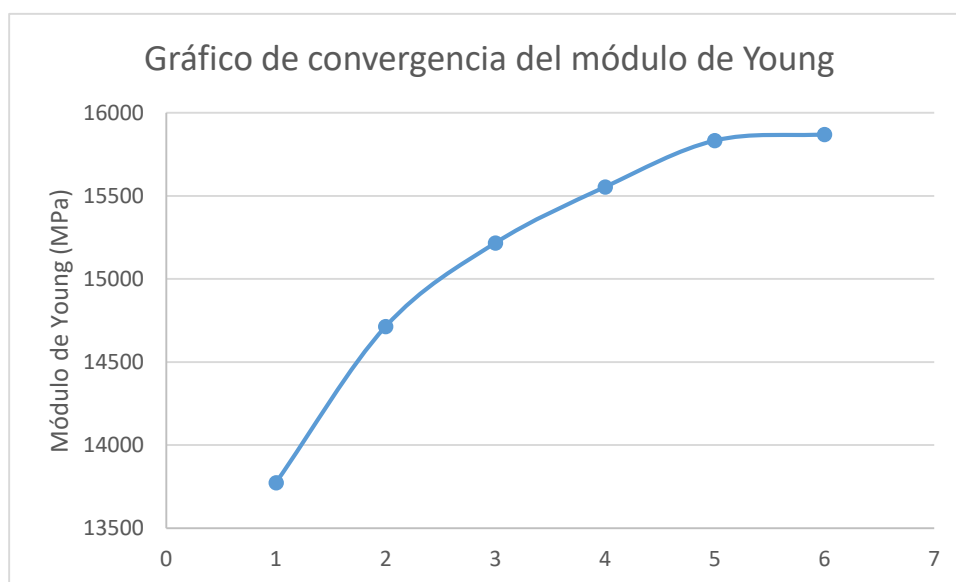
Con todos los tamaños de malla y sus respectivos valores se hace el estudio de convergencia, para ver si el resultado coincide según el tamaño va disminuyendo. Este estudio se debe hacer siempre

fijándose siempre en el mismo punto, por ello, en este estudio se tiene en cuenta el punto de valor máximo de las dos propiedades tratadas. En la siguiente *Tabla 11* se observa los valores obtenidos:

Orden	Tamaño de malla	Módulo de Young máximo (MPa)	Densidad máxima (g/cm3)
1	4,5	13774	1,001
2	3,5	14714	1,0523
3	2,5	15217	1,0783
4	1,5	15554	1,0946
5	1	15833	1,1097
6	0,75	15870	1,1112

**Tabla 11.** Valores de módulo de Young y densidad en función del tamaño de malla

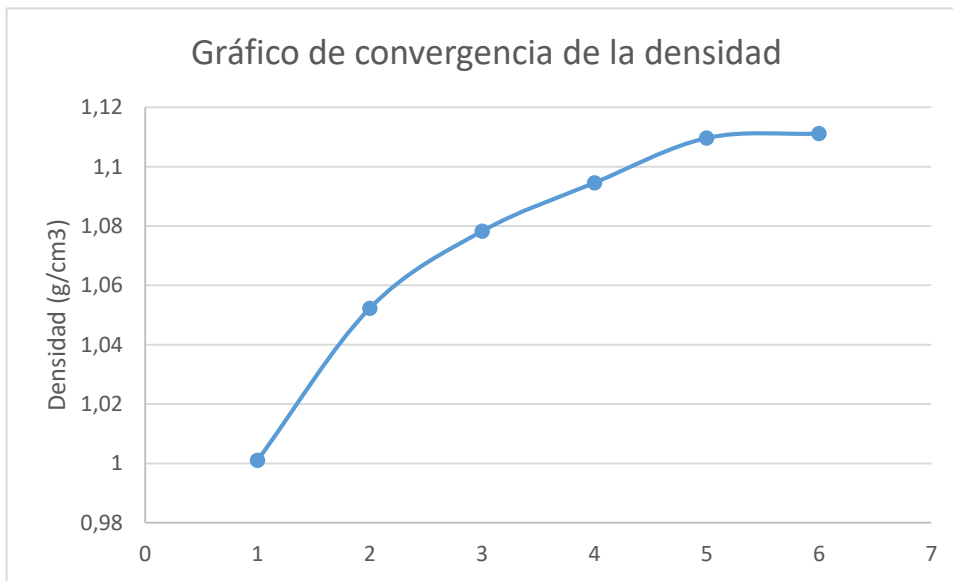
#### 5.5.7.1. Módulo de Young



**Figura 99.** Gráfico de convergencia del módulo de Young

Muestra que el módulo de Young converge entre los 15500 y los 16000 MPa, con la ayuda de la *Tabla 11* se puede concretar y afirmar que el resultado converge aproximadamente a los 15800 MPa.

### 5.5.7.2. Densidad



**Figura 100.** Gráfico de convergencia de la densidad

Muestra que la densidad converge entre los 1,1 y los 1,12  $g/cm^3$ , con la ayuda de la *Tabla 11* Se puede concretar y afirmar que el resultado converge aproximadamente a los 1,11  $g/cm^3$ .



## 6. Conclusiones

A lo largo del trabajo se ha comentado la composición, características y el comportamiento mecánico del hueso y se ha estudiado la metodología de sacar resultados de imágenes médicas. De todo lo estudiado se han sacado diversas conclusiones.

A partir de los resultados numéricos obtenidos de densidad y de Módulo de Young se podría concluir que todos los pacientes están sanos, ya que se encuentran en los varemos correctos según los diferentes ensayos consultados. Pero, no es así cuando se observan las imágenes y los gráficos, que dan información complementaria muy importante de la distribución de valores por todo el volumen de la epífisis del fémur. Por eso se concluye que los estudios densiometricos deben ser respecto todo el fragmento óseo y no solo fijándose en valores puntuales, que pueden falsear el resultado.

También se ha observado la relación entre padecer Cushing y padecer osteoporosis, o no tener ninguna patología ósea. Se ha observado que las enfermedades pueden estar muy ligadas, pero depende del paciente puede o no padecer malformaciones en el tejido óseo, existen casos que simplemente no sufren este síntoma.

Por lo que respecta a las relaciones entre propiedad como la densidad y módulo de Young o el estudio de convergencia se han sacado diferentes conclusiones. Por una parte, se ha confirmado el vínculo lineal entre las dos propiedades como algunos trabajos ya existentes muestran y se ha visto la diferencia entre gráficos de paciente sanos o no, que ayudan a determinar el grado de osteoporosis. Por otra parte, se ha visto que el módulo de elasticidad converge según se mejora el tamaño de malla, que indica que las ecuaciones presentadas son correctas y aportan un valor lineal.

Finalmente, en trabajos futuros se podría ir más allá con este estudio y conseguir hacer una simulación con las segmentaciones conseguidas. Una posible continuación de este trabajo añadiendo el estudio práctico de tensiones complementaria los resultados y daría muchísima información complementaria que podría ayudar a diagnosticar problemas óseos. Además, daría mucha información de la relación entre la patología de Cushing y osteoporosis, que no está muy documentada en la actualidad.





## 7. Análisis Económico

En este proyecto el análisis económico no es tan importante como en otros proyectos de ámbitos de diseño de algún producto o crear una empresa que ofrezca un servicio. En este caso únicamente se ha usado una computadora portátil y diferentes softwares, dónde los únicos gastos posibles son el precio del ordenador, las licencias de los programas y el tiempo invertido en el trabajo.

### 7.1. Material y Licencias

Se presenta todo lo necesario en la siguiente tabla:

Equipo/Licencia	Coste
<b>Ordenador portátil ASUS F541U</b>	699 €
<b>Licencia Stradview</b>	0 €
<b>Licencia GID</b>	560 € *
<b>Licencia Bonemat</b>	0 €
<b>Total</b>	699 € / 1259 € *

**Tabla 12.** Precios de los diferentes equipos y licencias

\* En este trabajo se ha trabajado con una licencia gratuita de 30 días, si se quiere la licencia de uso universitario para un uso en un ordenador local, el precio es el indicado.

Visto la *Tabla 12*, el presupuesto invertido en materiales i licencias solo suma 699 €.

### 7.2. Tiempo invertido

Este trabajo se ha hecho individualmente por un ingeniero principiante, sin ninguna experiencia, al cual se le aplica un sueldo de 9€/hora. También se tienen en cuenta las horas que se han trabajado conjuntamente con el tutor, que ha ayudado mucho en resolver dudas sobre el proyecto, ya sea de propiedades óseas o del uso correcto de los softwares. Como el tutor es una persona con gran experiencia se le aplica un sueldo de 16€/hora.

Apartado	Personal	Horas	Coste unitario	Coste
<b>Biomecánica del hueso</b>	Ingeniero principiante	50 horas	9 €/hora	450 €
	Tutor	5 horas	16 €/hora	80 €
<b>Metodología de trabajo</b>	Ingeniero principiante	40 horas	9 €/hora	360 €
	Tutor	15 horas	16 €/hora	240 €
<b>Resultados y conclusiones</b>	Ingeniero principiante	50 horas	9 €/hora	450 €
	Tutor	5 horas	16 €/hora	80€
<b>Total</b>	Ingeniero principiante	140 horas	9 €/hora	1260 €
	Tutor	25 horas	16 €/hora	400 €

**Tabla 13.** Precios de las horas invertidas en el proyecto

En total suma un presupuesto de 1660 € de presupuesto en horas invertidas. Respecto a los apartados presentados, las horas invertidas corresponden a todo el tiempo invertido en entender, hacer y redactar todo lo necesario. Es muy importante tener en cuenta todo el tiempo invertido en el proyecto ya sea obteniendo los resultados o estudiando el software para poder empezar a trabajar con él.

### 7.3. Coste total

Finalmente, sumando todos los costes de materiales, de licencias y de todas las horas invertidas, el precio total del proyecto es de 2359 €.

## 8. Bibliografía

### 8.1. Referencias (artículos, libros)

1. Tamura, H. 済無No Title No Title. En: *Journal of Chemical Information and Modeling*. 2008, vol. 53, no. 9, p. 287. ISSN 1098-6596. DOI 10.1017/CBO9781107415324.004.
2. Zebaze, R. y Seeman, E. Cortical bone: A challenging geography. En: *Journal of Bone and Mineral Research*. 2015, vol. 30, no. 1, p. 24-29. ISSN 15234681. DOI 10.1002/jbmr.2419.
3. Taddei, F. et al. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. En: *Medical Engineering and Physics*. 2007, vol. 29, no. 9, p. 973-979. ISSN 13504533. DOI 10.1016/j.medengphy.2006.10.014.
4. Lillo G, R. Densitometría ósea. En: *Revista Medica de Chile* [en línea]. Elsevier, 1996, vol. 124, no. 8 SUPPL., p. 47-53. ISSN 00349887. DOI 10.1016/S0716-8640(13)70142-1. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640\(13\)70142-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640(13)70142-1).
5. Buroni, F. et al. DETERMINACIÓN DE LAS CONSTANTES ELÁSTICAS ANISÓTROPAS DEL TEJIDO ÓSEO UTILIZANDO TOMOGRAFÍAS COMPUTADAS. APLICACIÓN A LA CONSTRUCCIÓN DE MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS. En: . 2020,
6. Liebschner, M. Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. En: *Biomaterials*. 2004, vol. 25, p. 1697-1714. DOI 10.1016/S0142-9612(03)00515-5.
7. Sharir, A., Barak, M.M. y Shahar, R. Whole bone mechanics and mechanical testing. En: *Veterinary Journal*. 2008, vol. 177, no. 1, p. 8-17. ISSN 10900233. DOI 10.1016/j.tvjl.2007.09.012.
8. Treece, G.M., Poole, K.E.S. y Gee, A.H. Imaging the femoral cortex: Thickness, density and mass from clinical CT. En: *Medical Image Analysis* [en línea]. Elsevier B.V., 2012, vol. 16, no. 5, p. 952-965. ISSN 13618415. DOI 10.1016/j.media.2012.02.008. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2012.02.008>.
9. Patiño, J.F.R. et al. Hounsfield units as a tool for the evaluation of bone demineralization due to exoprosthesis use. En: *Revista Facultad de Ingenieria*. 2013, vol. 66, p. 159-167. ISSN 24222844.
10. Turmezei, T. et al. Cortical thickness mapping reveals effects of age, weight and osteophytes in the proximal femur. En: [en línea]. 2013, p. 1-12. Disponible en: [http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing\\_poster&doi=10.1594/ecr2013/B-0658](http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&doi=10.1594/ecr2013/B-0658).
11. Treece, G. y Gee, A. Cortical Bone Mapping: Measurement and Statistical Analysis of Localised Skeletal Changes. En: *Current Osteoporosis Reports*. Current Osteoporosis Reports, 2018, vol. 16, no. 5, p. 617-625. ISSN 15442241. DOI 10.1007/s11914-018-0475-3.
12. Crookshank, M. et al. Repeatable calibration of Hounsfield units to mineral density and effect of scanning medium. En: *Advances in biomechanics and applications*. 2014, vol. 1, no. 1, p. 15-22. ISSN

2287-2094. DOI 10.12989/aba.2013.1.1.015.

13. Poole, K.E.S. et al. Cortical thickness mapping to identify focal osteoporosis in patients with hip fracture. En: *PLoS ONE*. 2012, vol. 7, no. 6, p. 1-7. ISSN 19326203. DOI 10.1371/journal.pone.0038466.

14. YohandrysGutierrez. Síndrome de Cushing: Síndrome de Cushing. En: *Blogspot* [en línea]. 2009, p. 411-430. Disponible en: [http://yohandrysgutierrez.blogspot.com/2012/01/sindrome-de-cushing\\_08.html](http://yohandrysgutierrez.blogspot.com/2012/01/sindrome-de-cushing_08.html).

## 8.2. Páginas web

15. <https://www.biobiochile.cl/noticias/vida-actual/cuerpo-y-mente-sanos/2018/11/03/sindrome-de-cushing-la-peligrosa-enfermedad-derivada-del-exceso-de-la-hormona-del-estres.shtml>

16. <https://www.spineuniverse.com/conditions/osteoporosis/osteoporosis-silent-thief>

17. <https://es.wikipedia.org/wiki/Osificaci%C3%B3n>

18. <https://www.bones.nih.gov/health-info/bone/espanol/SGR/surgeon-generals-report-espanol>

19. <http://irandalucia.com/densitometria-osea/>

20. <https://pathologies.lexmedicus.com.au/collection/hip-avascular-necrosis>

21. <https://www.mirandafisioterapia.com/post/estructuras-y-clasificacion-del-hueso>

22. <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-radiologo/892-que-son-coeficiente-atenuacion-numero-hounsfield-y-ventana.html>

23. <https://www.lifeder.com/hueso-compacto/>

24. [https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Hueso-esponjoso-200X-Narvaez-2004\\_fig8\\_262756505](https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Hueso-esponjoso-200X-Narvaez-2004_fig8_262756505)

25. [https://en.wikipedia.org/wiki/File:Transverse\\_Isotropy.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/File:Transverse_Isotropy.svg)

26. <http://encabeceraformacion.blogspot.com/2015/09/analisis-de-materiales-diagramas.html>

27. <https://sites.google.com/site/anatomiadesistemanervioso/home/unidad-3>

28. <https://mi.eng.cam.ac.uk/~gmt11/stradview/thickness.htm>